

Piezokeramiken als kapazitive Belastungssensoren: Zuverlässigkeit, Anwendung und Einsatz

DISSERTATION

**zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs**

vorgelegt der

Technische Universität Ilmenau

Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik

von

Dipl.-Wirt.-Ing (FH) Sophie Engelsberger

geboren am 10.11.1984 in Landau an der Isar

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Jens Müller
2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Martin Hoffmann
3. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christian Faber

Tag der Einreichung: 20.09.2016

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 29.06.2017

urn:nbn:de:gbv:ilm1-2017000423

Danksagung

Diese Dissertation wurde während meiner Tätigkeit an der Hochschule Landshut im Projekt "MedLast" erstellt. Vielen Dank an den VDI/VDE-IT, der diese Projekt gefördert hat. Und vielen Dank an die Projektpartner für die gute, wertvolle Zusammenarbeit.

Ich möchte mich hier insbesondere bei Prof. Anton Harasim für die stets unermüdliche Unterstützung und die Betreuung des Projekts bedanken. Sich regelmäßig und oft Zeit für Fachdiskussion, Ideen und das Projekt im Allgemeinen zu nehmen, obwohl er zwischenzeitlich seine Pension angetreten hat, ist nicht selbstverständlich und hat mich sehr viel weiter gebracht.

Sehr großer Dank gilt auch Prof. Dr. Christian Faber, der mich sowohl fachlich als auch moralisch unvergleichlich unterstützt hat. Sein Wissen und seine gute Laune haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Auch möchte ich mich bei Prof. Dr.-Ing. Jens Müller herzlich bedanken, der immer ein offenes Ohr für alle meine Anliegen und die vielen Fragen hatte.

Des Weiteren möchte ich mich beim Team des Hybridlabors der Hochschule Landshut für die Unterstützung bedanken, hierbei besonders bei Herrn Gillhuber, Herrn Sattelberger und Prof. Dr. Ivanov, die ermöglicht haben, dass sämtliche praktische Tätigkeiten im Labor immer reibungslos funktioniert haben.

Vielen Dank auch an unseren „Konstruktionsgott“ Raphael Palanques, der all unsere Einfälle für das Gehäuse zuverlässig umsetzte und viele tolle Ideen beisteuerte.

Auch durch die Verwaltung der Hochschule habe ich immer große Unterstützung erfahren, allen voran von dem Dekan der Fakultät ET/WI Prof. Dr. Fritz Pörnbacher und unserem Kanzler Dr. Johann Rist.

Ohne die finanzielle Unterstützung durch ein Stipendium der Landeskongress für Frauen hätte ich sicherlich nicht das Gleiche geleistet, was ich nun geschafft habe.

Ein besonderer Dank geht noch an meine Eltern und meinen Freund für die fortwährende Unterstützung während dieser Zeit.

Kurzfassung

Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, einen neuartigen Sensor für ein Belastungsmonitoringsystem der unteren Gliedmaßen zu erforschen und zu entwickeln. Dieses soll im medizinischen Bereich verwendet werden, beispielsweise nach Hüft- oder Knieoperationen, wenn dem Patienten vom Arzt eine maximale Teilbelastung angeraten wird. Da nicht alle Anforderungen, die an das Sensorsystem gestellt wurden, durch herkömmliche Sensoren abgedeckt werden konnten, war es notwendig, einen neuen Sensor zu untersuchen und zu analysieren. Aus diesem Grund wurde im Rahmen dieser Arbeit ein neuartiger Sensoransatz konzipiert, implementiert und analysiert.

Verschiedene Sensorsysteme wurden möglichst dem Einsatzzweck nachempfunden getestet. Hierbei stellte sich eine kapazitiv ausgewertete PZT-Keramik als am vielversprechendsten heraus. Die Änderung der Kapazität bei Belastung resultiert größtenteils aus der Änderung der Dielektrizitätskonstanten der Keramik, die erfolgt, wenn eine Kraft auf das Sensorelement einwirkt. Die prozentuale Änderung der Kapazität ist durch diesen Effekt um ein Vielfaches größer als bei herkömmlichen kapazitiven Sensoren, die nur auf einer Änderung der Geometrie beruhen.

Durch vielfältige Messreihen wurde die am besten geeignete Sensorauslegung bezüglich Material, Polarisierung und Geometrie ermittelt. Relevant hierbei waren die Empfindlichkeit, die Linearität und die Streuung der Messwerte. Zu diesem Zweck wurde ein geeigneter Messstand aufgebaut und in Betrieb genommen. Es konnte nachgewiesen werden, dass die unpolarisierten PZT-Keramiken vom Typ Sonox[®] P8 alle Anforderungen des Projekts hinsichtlich der oben genannten Kriterien erfüllen. Die Auswertung der Änderung der Kapazität erfolgt durch die Bestimmung der Frequenz eines geeignet dimensionierten Relaxationsoszillators. Auf Grund des Driftverhaltens des Sensors wird nicht die absolute Anzahl der Flanken pro Zeiteinheit betrachtet, sondern die Differenz der Flanken zwischen dem letzten unbelasteten Zustand und dem aktuellen belasteten Zustand bestimmt, was eine entsprechende Anpassung des Sensorgehäuses und der Auswerteelektronik erforderlich machte. Des Weiteren wurden der Einfluss der Temperatur auf das Sensorverhalten untersucht und Gegenmaßnahmen zur Kompensierung umgesetzt.

Es wurde ein Sensorsystem entwickelt, das die Anforderungen des Projekts erfüllt. Realitätsnahe Tests wurden am Sensor, am Sensorsystem und an den Prototypen durchgeführt, um die Eignung des Sensors für den gesuchten Einsatzzweck zu be-

stätigen. Die von den Ärzten geforderte Genauigkeit von $\pm 25\%$ konnte eingehalten werden. Prototypen des Sensorsystems befinden sich zur Zeit zur medizinisch kontrollierten Erprobung am Patienten an einem Krankenhaus.

Abstract

The goal of this work was the development and analysis of a novel load sensor for monitoring system for loads in human lower limbs for patients under medical care. This monitoring is especially important post-surgery after the implantation of an artificial hip or knee, when the doctor advises the patient not to exceed a maximum load. Conventional sensors do not fulfill all the requirements in this application, so it was necessary to develop and test a new type of sensor with these requirements in mind. This work describes the design, implementation, testing, and analysis of the new sensor.

A survey of different sensors under load conditions similar to the intended application showed that tracking the capacitance of PZT-ceramics is the most promising technology. The change in capacitance under load results largely from the change of the permittivity of the ceramic under mechanical stress. The percentage change in the capacitance of such a sensor is many times greater than for conventional capacitive sensors which rely on the deformation of the sensing member to affect the capacitance.

A series of measurements were undertaken to identify the optimum sensor design with respect to material composition, polarization, and sensor geometry. Custom tooling for these measurements was developed as part of the study. Un-polarized PZT ceramic Sonox P8 has been identified as the optimum material as regards sensitivity, linearity, and range of the measured values, which were key factors in meeting the requirements of the project.

Because of the drift of the sensor, a differential measurement of capacitance change was monitored using a relaxation oscillator, comparing current (loaded) resonant frequency with the resonant frequency measured at the last unloaded observation. Furthermore, the influence of temperature on the characteristics of the sensor was carefully determined and compensation employed.

The sensor system developed fulfills the project requirements, including a specified accuracy of $\pm 25\%$. The sensor, sensor system, and medical appliance prototypes were tested under realistic use conditions to demonstrate that the sensor is suitable for the intended purpose. The safety and efficacy of current prototypes are now in supervised clinical trials.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Problemstellung und Motivation	1
1.2. Zielsetzung und Vorgehensweise	3
2. Kraftmesssensorik	6
2.1. Stand der Technik	6
2.1.1. Belastungsmonitoring bei medizinischen Anwendungen . .	6
2.1.2. Überblick über Kraftsensoren	11
2.2. Bewertung und Auswahl des Sensorprinzips	18
2.3. Sensorprinzip	22
2.3.1. Grundlagen zu Piezokeramiken	22
2.3.2. Charakterisierung des Sensorprinzips	27
3. Messaufbau	39
3.1. Pneumatische Anlage	39
3.2. Messstation der CeramTec GmbH	40
3.3. Kontaktierung des Sensors	41
4. Festlegung der Sensorparameter	43
4.1. Material	43
4.2. Polarisierung	58
4.3. Geometrie	61
4.3.1. Variation des Durchmessers	63
4.3.2. Variation der Höhe	68
4.3.3. Kombinationen aus verschiedenen Höhen und Durchmessern	70

5. Auswerteschaltung	73
5.1. Grundlagen der Auswertemethode	73
5.1.1. Kapazität eines Kondensators	73
5.1.2. Grundlagen zur Messmethode	74
5.2. Aufbau und Funktion der verwendeten Messmethode	76
5.3. Entwicklungsschritte	78
5.4. Differenzmessung	83
 6. Sensorcharakterisierung	 89
6.1. Zeitverhalten	89
6.2. Temperaturverhalten	92
 7. Einsatz und Anwendung	 97
7.1. Das Projekt MedLast	97
7.2. Bestandteile des Projekts	100
7.3. Das Gehäuse	102
7.3.1. Anforderungen an das Gehäuse	102
7.3.2. Entwicklung des Gehäuses	103
7.3.3. Materialuntersuchungen am Gehäuse	106
7.3.4. Entwicklungsschritte am Gehäuse	110
7.4. Einsatz und Zuverlässigkeit	114
7.4.1. Test am Sensor	114
7.4.2. Test am Sensorsystem	119
7.4.3. Test am kompletten Prototyp	121
 8. Zusammenfassung,	
Fazit und Ausblick	129
8.1. Zusammenfassung der Ergebnisse	129
8.2. Fazit und Ausblick	131
 Abkürzungen und Formelzeichen	 132
 Literaturverzeichnis	 136

Abbildungsverzeichnis	150
A. Datenblätter der verwendeten Sensormaterialien	151
B. Messergebnisse	154
C. Schaltplan	157

1. Einleitung

1.1. Problemstellung und Motivation

Verletzungen und Operationen im Bein- und Hüftbereich haben vielfach eine Rehabilitationsphase zur Folge, bei welcher die Belastung, die ein Patient auf das betroffene Bein aufbringen darf, durch den Arzt beschränkt wird. Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und Untersuchung eines geeigneten Belastungssensors, der das Kernstück eines Sensorsystems zur Belastungsüberwachung und -protokollierung bildet. Dieses wird im Rahmen des Projekts "MedLast" (MEDizinischer BeLASTungssensor) entwickelt; es soll unter dem betroffenen Bein getragen werden und die aufgebrachte Belastung messen. Die aufgenommenen Daten werden abgespeichert und drahtlos an eine Anzeigeeinheit übertragen, so dass der Patient eine direkte Kontrolle seiner momentanen Belastung erhält.

Eine Einschätzung, welches Gewicht tatsächlich auf das Bein aufgebracht wird, ist sehr subjektiv und fällt den Patienten meist schwer. Durch eine zu hohe oder auch zu geringe Belastung z.B. nach dem Einsatz von Hüft- oder Knie-Endoprothesen oder anderen Operationen und Verletzungen, bei denen vom Arzt eine Belastungsbeschränkung dem Patienten auferlegt wird, kann es zu Komplikationen im Heilungsverlauf kommen. Die Komplikationsrate ist beispielsweise nach dem Einsatz von Hüftendoprothesen unüblich hoch. Daher soll ein System entwickelt werden, mit dem sich der Patient über die momentane Belastung, die gerade auf das Bein aufgebracht wird, informieren kann. Ein solches System gibt dem Patienten Sicherheit, kann schmerz- und kostenintensive Nachoperationen oder ein Versteifen beispielsweise der Hüftendoprothese vermeiden und erhöht den Bewegungsfreiraum. Zusätzlich kann der Arzt die in der Rehabilitationsphase erfolgten Belastungen kontrollieren, um notfalls korrigierend einzugreifen. Überdies wäre es von Seiten der Krankenhäuser und Krankenkassen wünschenswert,

1. Einleitung

die Daten bei Rechtsstreitigkeiten im Falle von Komplikationen verwendet zu können.

Bisherige Vorgehensweise in solchen Fällen mit Belastungsbeschränkungen ist, dass das betreuende Personal die definierte erlaubte Belastung mit dem Patienten anhand einer Waage einübt. Laut Aussage von Patienten und Ärzten ist diese Einschätzung für den Patienten aber bereits nach kurzer Zeit nicht mehr abrufbar. 90% der Patienten überschreiten eine vorgegebene Teilbelastung erheblich, im Mittel um 125% [JS13]. Um dieser Überlastung entgegenzuwirken gibt es Sohlen mit einem Mechanismus, der bei Überschreitung des Grenzwerts auslöst und ein akustisches Signal erzeugt. Nachteil hierbei ist, dass der Patient keine unmittelbare Rückmeldung erhält, wie stark er gerade belastet, und so keine Konditionierung erfolgt. Außerdem versuchen ängstliche Personen ein Auslösen des Mechanismus zu vermeiden, indem sie chronisch zu wenig belasten. Überdies können die Werte nicht analysiert und bei Rechtsstreitigkeiten herangezogen werden.

Das im Rahmen von "MedLast" entwickelte Sensorsystem misst die Belastung, zeigt diese dem Patienten an und speichert die Daten für die Auswertung durch den Arzt ab. Mit der unmittelbaren Auswertung der Belastung kann der Patient sich konditionieren und in dem erlaubten Rahmen freier und selbstständiger bewegen. Er kann die Belastung besser einschätzen, eine unbeabsichtigte Überbelastung wird unwahrscheinlicher und die Bewegung wird erhöht. Dadurch kann auch Osteoporose nach einer Operation vorgebeugt werden.

Um ein solches Belastungsmonitoring-System zu entwickeln, wird ein Sensor benötigt, der eine größtmögliche Zuverlässigkeit besitzt, einen möglichst geringen Energieverbrauch hat, kostengünstig ist sowie kompakte Abmessungen aufweist. Nachdem verschiedene Sensorkonzepte analysiert und verglichen wurden, stellte sich heraus, dass eine neue Art von Sensor für diese Anforderungen benötigt wird, da bestehende Sensorelemente nicht alle Anforderungen abdecken können. Unter Einbeziehung der genannten Anforderungen fiel die Entscheidung auf die kapazitive Auswertung einer Piezokeramik. Diese Art von Messung wird bisher noch nicht angewandt.

1.2. Zielsetzung und Vorgehensweise

Ein Sensorsystem, das dem Patienten unmittelbar Rückmeldung gibt und die Daten für eine spätere Analyse aufzeichnet, ist auf dem Markt noch nicht verfügbar. Um ein solches System entwickeln zu können, wird ein passender Kraftsensor benötigt. Als Ausgangspunkt wurden in Absprache mit Ärzten die Anforderungen an diesen Sensor und an das System analysiert und mit dem Stand der Technik abgeglichen. Die Kraftsensoren sollen sich zunächst unter der Ferse und in einem weiteren Entwicklungsschritt unter dem Fußballen des zu behandelten Beins befinden. Bewertungskriterien für den auszuwählenden Sensor sind:

- Messgenauigkeit
- Energieverbrauch
- Bauraum
- Belastbarkeit
- Störempfindlichkeit
- Kosten

Schwerpunkt der Arbeit ist es, einen zuverlässigen Sensor zu finden, dessen Messbetrieb möglichst energiearm ist und die von den Ärzten geforderte Toleranz einhält, und diesen zu erproben. Die Ärzte fordern eine Toleranz von $\pm 25\%$ bei einer Belastung von 200 N bis 1 200 N. Von den Ärzten und Krankenkassen ist ein System gewünscht, das im Bedarfsfall auch als Beweismittel verwendet werden kann, ob und in welchem Maße und wie lange eine Überbelastung stattgefunden hat. Das Sensorsystem sollte dafür bis zu zwölf Wochen vom Patienten getragen werden können; ein Nachladen ist frühestens alle 20 Tage möglich. Der zur Verfügung stehende Platz für das Sensorsystem ist auf Fußsohlengröße beschränkt. Hierbei müssen die Schaltung, der Akku, der Signalgeber, die Spule zur drahtlosen Energieübertragung und das Sensorelement Platz finden. Die Höhe darf 2,5 cm nicht überschreiten, da sonst ein Ausgleich für das andere, nicht behandelte Bein erforderlich wäre. Der Sensor muss bis 5 000 N belastbar sein, da bei bestimmten Bewegungsabläufen ein Mehrfaches des Körpergewichts auf ihn einwirken. Umgebungseinflüsse wie Temperaturunterschiede sowie Effekte wie Alterung dürfen im Rahmen der verwendeten Auflösung keinen Einfluss auf die Zuverlässigkeit der Messwerte haben. Da das System entweder von den

1. Einleitung

Krankenkassen oder den Krankenhäusern finanziert werden soll, liegt ein besonderes Augenmerk auf den Kosten. Daher sollten die verbauten Sensorelemente kostengünstig sein. Bis zum Abschluss des Projekts war ein Prototyp mit einem Sensorelement unter der Ferse angestrebt, später soll dieser um zwei zusätzliche Sensorelemente erweitert werden, die unter dem großen und dem kleinen Zehenballen liegen.

Zur Entwicklung des Sensorsystems werden in Kapitel 2 verschiedene Sensorkonzepte eruiert und verglichen, um das geeignetste auszuwählen. In Zusammenarbeit mit den Projektpartnern fiel die Wahl auf einen Sensor aus Piezokeramik, bei dem die Kapazitätsänderung unter Belastung ausgewertet wird. Das Sensorprinzip wird hier charakterisiert und untersucht.

Zur Erprobung des Sensorelements sollten verschiedene Belastungsdurchläufe simuliert werden. Hierzu wurde ein Messaufbau entwickelt, dessen Aufbau in Kapitel 3 erläutert wird.

Nach der Festlegung der Sensorart werden in Kapitel 4 die Parameter des Sensors wie Material, Polarisation und Geometrie variiert und durch Belastungszyklen mit Hilfe des Messaufbaus erprobt, um die Kombination zu bestimmen, bei der die Anforderungen am besten erfüllt werden.

Um die Kapazitätsänderung auszuwerten, wird in Kapitel 5 die Messmethode vorgestellt. Spezielles Augenmerk lag auf besonders geringem Energieverbrauch, Zuverlässigkeit und geringer Messzeit; die Wahl fiel daher auf einen Relaxationsoszillator. Mit dieser Messmethode wurde der Sensor auf die zuvor erwähnten Anforderungen hin untersucht.

In Kapitel 6 werden die Einflüsse von Temperaturunterschieden und Alterungerscheinungen auf die ermittelten Werte analysiert und ausgewertet. Diese mussten entweder bereits beim Einbau eliminiert werden oder softwaretechnisch kompensiert werden.

Nachdem der Sensor vollständig analysiert ist, wird er in Kapitel 7 in Bezug auf seinen Einsatzzweck hin untersucht. Das Projekt "MedLast", in das die Untersuchungen am Sensorelement eingebettet sind, wird näher vorgestellt und der Einsatzzweck genauer spezifiziert. Um den Sensor im entwickelten Sensorsystem betreiben zu können, war die Konstruktion einer geeigneten Gehäuseform nötig, die eine möglichst direkte Einbringung der Kraft mit einer konkreten Vorbelastung verbindet, ohne die Zuverlässigkeit der Messwerte zu beeinflussen. Es wurden in mehreren Entwicklungsschritten Prototypen des Sensorsystems ent-

1. Einleitung

worfen, getestet und untersucht, um das System bezüglich seines Verwendungszwecks zu optimieren. Diese werden abschließend in Kapitel 7 hinsichtlich ihrer Erfüllung der Anforderungen bewertet. Es werden Sensor, Sensorsystem und der gesamte Prototyp auf ihren Einsatzzweck hin getestet.

Mit mehreren Prototypen des Sensorsystems wird momentan eine medizinisch kontrollierte Erprobung mit Patienten an einer Klinik der KKL in Gelsenkirchen durchgeführt.

2. Kraftmesssensorik

In diesem Kapitel wird ein Überblick über den aktuellen Stand der Technik gegeben, welcher relevant für die Auswahl des Sensorelements ist. Dabei werden zunächst die verschiedenen auf dem Markt verfügbaren und in der Entwicklung befindlichen Systeme zum Belastungsmonitoring bei medizinischen Anwendungen vorgestellt und evaluiert. Anschließend werden die unterschiedlichen Prinzipien der Kraftmesssensorik vorgestellt und beschrieben.

Basierend auf dem Vergleich der verfügbaren Kraftmesssensoren wird die Auswahl des am besten geeigneten Sensorprinzips erläutert. Es stellte sich heraus, dass die aktuell verfügbaren Sensorelemente nicht alle Anforderungen der hier vorliegenden Problemstellung abdecken können. Aus diesem Grund wurde eine neue Art der Kraftmessung erprobt: die kapazitive Auswertung einer Piezokeramik. Diese Kapazitätsänderung setzt sich aus einem ferroelektrischen und einem geometrischen Anteil zusammen, wobei die Änderung der Dielektrizitätskonstanten überwiegt und die Signalstärke bestimmt.

2.1. Stand der Technik

2.1.1. Belastungsmonitoring bei medizinischen Anwendungen

Nach Operationen und Verletzungen, wie dem Einsatz von Hüft- oder Knie-Endoprothesen, Kreuzbandoperationen, Mittelfußknochenbrüchen und anderen, wird von den Ärzten eine erlaubte Teilbelastung vorgegeben. Diese soll die maximale Kraft, die über die unteren Extremitäten auf den Boden aufgebracht werden darf, begrenzen und somit das Operationsergebnis sichern. Die Vorgaben hierbei liegen zwischen beinahe vollständiger Entlastung bis zu genau definierten Teil-

2. Kraftmesssensorik

belastungen wie beispielsweise 20 kg oder 30 kg. Möglich sind auch Angaben in Prozent des Körpergewichts oder schmerzadaptierte Belastungen [JS13]. Diese Vorgaben sind meist zeitlich gestaffelt bis hin zur Vollbelastung. Die Einschätzung der erlaubten Teilbelastung fällt dem Patienten meist schwer. In der aus [JS05] entnommenen Tabelle 2.1 ist zu sehen, dass die vorgegebene Teilbelastung mit einem Mittelwert von 24,5 kg im Mittel um 25,7 kg überschritten wird. Hierfür wurden 400 Patienten nach Hüft- oder Knie-Teilendoprothesen untersucht. Gemessen wurde die tatsächliche Belastung über eine Gangbahn mit zwei eingelassenen Kraftmessplatten. Um die Ergebnisse nicht zu verfälschen, wurden die Patienten nicht informiert, dass eine Auswertung nur unter bestimmten Voraussetzung möglich ist. Ein Schritt wurde nur dann als gültig gezählt, wenn die Kraftmessplatten ausschließlich mit dem operierten Bein belastet wurden und die Schritte eine bestimmte Mindestlänge hatten. Daher konnten nur die Datensätze von 253 Patienten verwendet werden.

Tabelle 2.1.: Mittlere maximale Auftrittskräfte bei Patienten mit Belastungsbeschränkungen. Bei den Werten handelt es sich um Mittelwerte von 253 Patienten, die Standardabweichungen sind in Klammern gesetzt [JS05].

	vorgegebene Teilbelas- tung [kg]	effektive Belastung [kg]	Überbelastung absolut [kg]	Überbelastung relativ [%]
Männlich	25,9 (9,0)	54,0 (20,0)	28,1 (20)	126,6 (115,4)
Weiblich	23,3 (7,7)	47,2 (18,4)	23,8 (19,2)	124,4 (143,3)
Gesamt	24,5 (8,4)	50,3 (19,4)	25,7 (19,7)	125,4 (131,2)

Ursache dieses Fehltrugs ist, dass die menschliche Sensorik nur äußerst unzureichende Möglichkeiten zur Einschätzung einer Teilbelastung bietet. Die quantitative Beurteilung einer Teilbelastung ist phylogenetisch nicht vorgesehen, im Gegensatz zum Beispiel zur Reflexreaktion beim Tritt auf einen spitzen Gegenstand [JS05].

Dies kann zu Über- oder Unterbelastung in der Rehabilitationsphase führen. Überbelastung kann bei Implantationen von Gelenken eine Lockerung oder Beschädigung bewirken, bei Knochenbrüchen kann das korrekte Zusammenwachsen der Knochen behindert werden. Unterbelastungen beziehungsweise zu wenig Bewe-

2. Kraftmesssensorik

gung auf Grund von Angst vor Überbelastungen kann, beispielsweise nach dem Einsatz von Hüftendoprothesen, zu Versteifungen führen. Des Weiteren verstärkt sich durch mangelnde Bewegung in der Heilungsphase das Osteoporose-Risiko. Um den Patienten dazu zu bringen, das Bein entsprechend der erlaubten Vorgaben zu belasten, muss die aufgebrachte Belastung vom Patienten überprüfbar sein. Ein signalgebendes Sensibilisierungssystem könnte zum Training und zur Überwachung eingesetzt werden.

Bisherige Vorgehensweise ist in solchen Fällen, dass der Arzt oder ein Krankenpfleger mit dem Patienten die erlaubte Belastung anhand einer Waage einlernt. Der Patient ist in Phasen, in denen nur eine geringe Teilbelastung erlaubt ist, auf Gehstützen angewiesen, um das Bein beim Gehen entlasten zu können. Nach Aussage der Patienten und des medizinischen Personals ist eine Einschätzung des aufgebrachten Gewichts bereits nach kurzer Zeit sehr schwierig. Knapp 90% der Patienten überschreiten die vorgegebene Teilbelastung erheblich [SGM⁺15]. Dies liegt auch daran, dass bei dieser Methode nur die Kraft im Stehen geprüft wird, aber kein Transfer auf die Dynamik des Ganges möglich ist.

Eine Möglichkeit, die Belastungsüberschreitung während des Gehens zu überprüfen, sind sogenannte Fersen-Klicksohlen, bei denen ein Mechanismus auslöst, wenn ein bestimmtes Gewicht überschritten wird. Diese bestehen, wie in Abbildung 2.1 dargestellt, aus einer zweigeteilten Fersenschale, die entsprechend der ärztlich festgelegten Belastungshöhe mit einer definierten Signalfeder versehen und in den Schuh eingelegt wird. Mit Hilfe von drei Signalfedern kann die optimale Belastungshöhe von 10 kg bis 50 kg in 10 kg-Schritten eingestellt werden. Der Patient hat hierbei allerdings keine Möglichkeit zur Überprüfung seiner Momentanbelastung und erhält eine Rückmeldung erst, wenn der Grenzwert bereits überschritten wurde. Ängstliche Menschen versuchen, ein Auslösen der Sohle zu vermeiden. Dies kann zu einer chronischen Unterbelastung im Heilungsverlauf führen, was wiederum die Gefahr von Osteoporose erhöht und in Versteifungen der implantierten Gelenke resultieren kann. Auch ist eine quantitative und qualitative Analyse der Überschreitungen nicht möglich. Laut [JS13] ist die Klickferse ungeeignet zum Erlernen einer Teilbelastung.

Eine weitere Möglichkeit bietet das System „OpenGo“ von moticon. Dies ist eine Sensorsohle aus zwei Kondensatorplatten, zwischen denen ein Platzhalter angeordnet ist. Dieser ist ein Schaumstoff mit hoher mechanischer Rückstellkraft,

2. Kraftmesssensorik

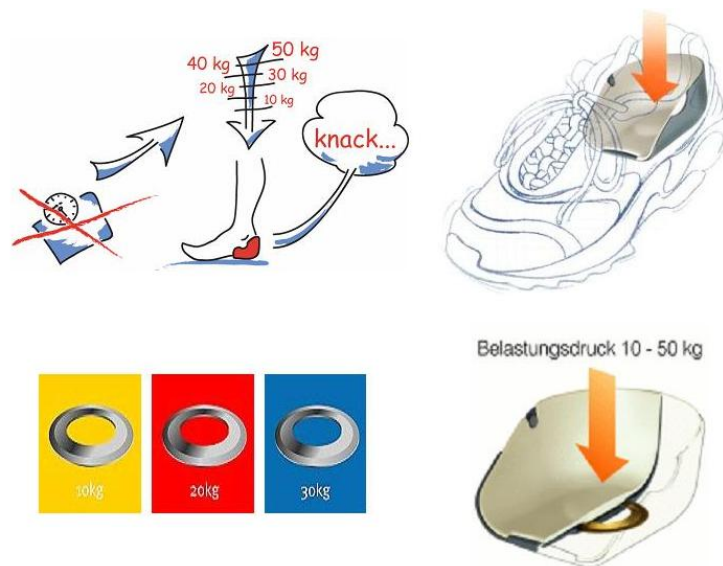


Abb. 2.1.: Schematische Darstellung einer Fersen-Klicksohle, die bei Überschreitung einer definierten Belastung auslöst und ein akustisches Signal erzeugt [SANO].

der bei Druck auf die Sohle komprimiert wird. Durch die Änderung des Abstands erhöht sich die Kapazität. Jede Sohle enthält 13 Sensoren und einen 3D-Beschleunigungssensor, um die Bewegung zu messen. Die Genauigkeit ist mit 25% angegeben, die aber, wie in Abbildung 2.2 aus der Produktbroschüre zu sehen ist, nicht immer eingehalten wird. Hierbei wurden die tatsächlichen Belastungen, die über eine Druckmessplatte am Boden gemessen wurde, denen der Einlegesohle „OpenGo“ gegenübergestellt. Des Weiteren liegt der Preis pro Sohle bei 1.795€ zuzüglich 995€ für die Software ohne jegliches Add-On. Das Recording wird zusätzlich berechnet. Die Aufzeichnungsdauer liegt nur bei maximal 48 Stunden, danach können die Werte am PC analysiert werden. Der Patient erhält keine unmittelbare quantitative Rückmeldung über seine Belastung und kann sich somit auch nicht konditionieren.

2. Kraftmesssensorik

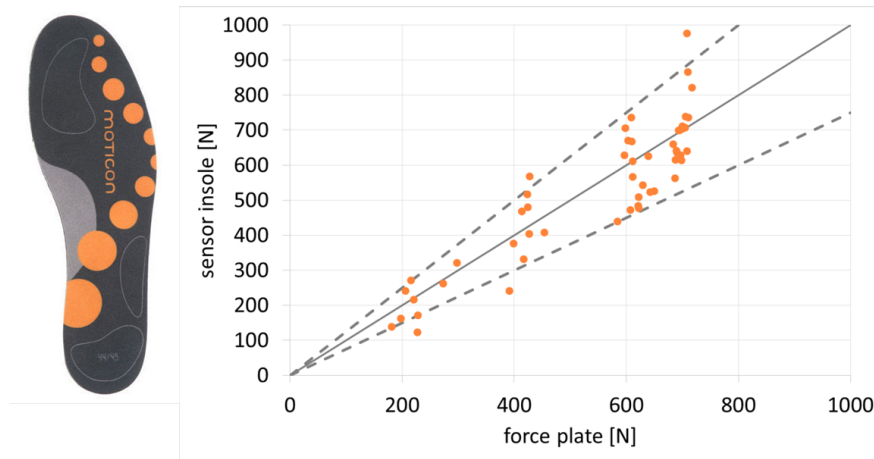


Abb. 2.2.: Links die Sensorsohle „OpenGo“ von moticon. Rechts aus der Produktbroschüre die Gegenüberstellung von tatsächlicher Belastung zu der von der Einlegesohle „OpenGo“ erfassten Belastung [mot15].

Das Biofeedback-System „Belamed“ von MediLogic besitzt 8 Messflächen von kapazitiven Drucksensoren. Dieses System befindet sich momentan noch in der Entwicklung und es wird an der Serienreife gearbeitet. Ein System umfasst drei Sohlen unterschiedlicher Größe und ein Funk/AkkuModul, welches mit einem Klettverschluss am Unterschenkel des Patienten befestigt wird. Hier sollen Daten für 40 Tage gespeichert werden können. Ein System soll unter 1.000€ kosten und eine Abweichung von $\pm 2\text{kg}$ besitzen. Der Arzt stellt mit Hilfe einer Applikation am PC, wie sie in Abbildung 2.3 zu sehen ist, die erlaubten Grenzwerte ein. Der Patient erhält bei Überschreitung des einstellbaren Belastungsgrenzwertes ein akustisches oder ein Vibrationssignal. Die Werte bei Überschreitung werden gespeichert und können am PC ausgelesen werden. Aber auch hier erhält der Patient keine unmittelbare Rückmeldung, wie stark er gerade belastet, und kann sich daher nicht konditionieren.

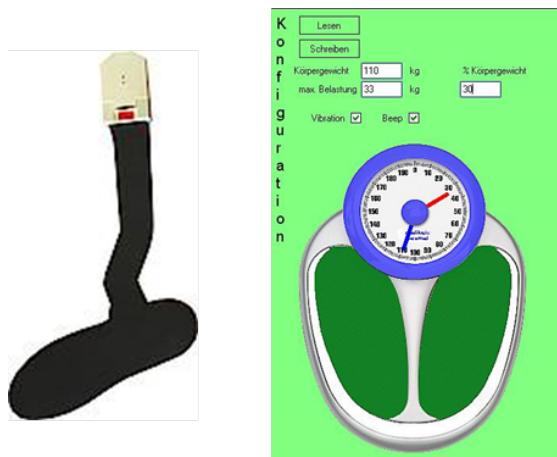


Abb. 2.3.: Links die Sensorsohle „Belamed“ von MediLogic, rechts die Applikation, an der am PC der Arzt die Sohle konfiguriert [med15].

2.1.2. Überblick über Kraftsensoren

Die Belastungsbeschränkung wird vom Arzt meist in Kilogramm beziehungsweise in Prozent des Körpergewichts angegeben. Richtigerweise müsste die maximale erlaubte (Gewichts-) Kraft und nicht die Masse genannt werden. Allgemein ist die Kraft eine vektorielle physikalische Größe und wird mit F bezeichnet. Die verwendete Einheit ist Newton [N]. Ein Newton ist definiert als die Kraft, die einer Masse von 1 kg die Beschleunigung von 1 ms^{-2} erteilt. Wirkt eine Kraft auf eine Masse, resultiert dies in einer Bewegungsänderung bzw. Verformung, wenn mehrere Kräfte auf den Körper wirken. Nach dem zweiten Newtonschen Gesetz gilt:

$$F = m \cdot a \quad (2.1)$$

wobei m die Masse in der Einheit Kilogramm [kg] und a die Beschleunigung in der Einheit Meter pro Sekunde zum Quadrat [ms^{-2}] ist.

Wird das Bein statisch belastet, gilt also für die vorliegende Anwendung, dass die Gewichtskraft G wirkt:

$$G = m \cdot g \quad (2.2)$$

mit der Erdbeschleunigung g . Diese wird in der Regel mit $9,81 \text{ ms}^{-2}$ angegeben [HH95] [HS12]. Vom Boden wirkt eine gleichgroße elektromagnetische Gegenkraft auf das Bein.

Bei dynamischen Belastungen wie Gehen oder Treppensteigen kann es zu einer erheblichen Mehrbelastung kommen. So wird laut [BGR93] beispielsweise beim Stolpern das 8,7-fachen des eigenen Körpergewichts vom Boden auf das Bein aufgebracht. Zur Erdbeschleunigung g kommt also noch die Beschleunigung a durch den Körper hinzu:

$$F = m \cdot (g + a) \quad (2.3)$$

Um diese Kraft zu messen, gibt es diverse Sensoren. Diese unterscheiden sich bezüglich Funktion, Messbereich, Größe und Empfindlichkeit. In dieser Arbeit

2. Kraftmesssensorik

werden die elektrischen Prinzipien genauer betrachtet. Die mechanischen, optischen und elektromagnetischen Prinzipien werden nicht näher untersucht, da sie für den vorliegenden Anwendungsfall ungeeignet sind. Dies liegt zum einen daran, dass das Ergebnis elektrisch ausgewertet und weitergeleitet werden soll, zum anderen daran, dass sie auf Grund ihrer konstruktiven Gegebenheiten nicht eingesetzt werden können, da der verfügbare Bauraum für den Sensor sehr beschränkt ist. Das System soll eine maximale erlaubte Höhe von 2,5 cm haben, da sonst ein Höhenausgleich für das andere Bein stattfinden muss. Bei einer Erweiterung des Messsystems auf drei Sensoren pro Fuß steht jedem Sensorelement eine maximale Fläche von 2 cm x 2 cm zur Verfügung. Sensoren mit einem großen Energiebedarf sind ebenfalls nicht geeignet.

Einen Überblick über die elektrischen Sensorarten gibt Tabelle 2.2, diese werden nachfolgend genauer erläutert.

Bei Dehnungsmessstreifen (DMS) wird die Änderung des elektrischen Widerstands unter Dehnung benutzt, um mechanische Krafteinwirkungen zu bestimmen. Dieser Messeffekt beruht bei Metall-DMS hauptsächlich auf der Änderung der Geometrie des Dehnungsmessstreifen: In Richtung der aufgetragenen Dehnung werden die Bahnen des DMS länger und gleichzeitig dünner, dies erhöht den Widerstand. Steht die Änderung des spezifischen Widerstands ρ des Materials im Vordergrund, wie es z.B. bei der Verwendung geeigneter Halbleitermaterialien der Fall ist, fallen diese Sensoren unter piezoresistive Kraftaufnehmer. Um die aufgetragene Kraft zu übertragen, werden die DMS an der zu untersuchenden Struktur befestigt. DMS gibt es in verschiedenen Materialausführungen wie Folien-, Halbleiter-, und Draht-DMS. Diese können mit mehreren Messgittern je nach Anwendungsfall angeordnet werden. [Nol13] [GHZ94]

Es gilt

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} = \rho \cdot \frac{l}{\pi \cdot r^2} \quad (2.4)$$

für den Widerstand R mit dem spezifischen Widerstand ρ , der Länge l , der Querschnittsfläche A beziehungsweise des Radius r des Drahtes. Bei Belastung beträgt die absolute Widerstandsänderung in linearer Näherung

$$\Delta R = \frac{\partial R}{\partial \rho} \Delta \rho + \frac{\partial R}{\partial l} \Delta l + \frac{\partial R}{\partial r} \Delta r \quad (2.5)$$

Tabelle 2.2.: Übersicht über elektrische Sensorprinzipien zur Kraftmessung (basierend auf [Juc89]).

Merkmale Prinzip	genutzter physikalischer Effekt	Wirkprinzip	Messempfindlichkeit	dynamische Last schwelend/ wechselnd
elektrisch				
Dehnungsmessstreifen (DMS)	geometrie-induzierte Widerstandsänderung bei Oberflächendehnung	elektrische Widerstandsänderung auf Grund der Änderung der Geometrie des Sensors durch Dehnung von Messgitter, die auf einen Verformungskörper aufgedampft oder aufgeklebt werden	hohe Empfindlichkeit je nach Aufnahmetyp und Brückenschaltung	je nach DMS-Anordnung/-verschaltung auch wechselnde Last bis weit in den kHz-Bereich
piezoresistiv	material-induzierte Widerstandsänderung in DMS-ähnlichen Strukturen	Widerstandsänderung auf Grund der Änderung des spezifischen Widerstands	hohe Empfindlichkeit je nach Brückenschaltung	DC- bis in den kHz-Bereich
piezoelektrisch	Ladungstrennung	piezoelektrische Effekt, je nach Kristallachsenorientierung empfindlich auf Normal-/Schubkraft	hohe Empfindlichkeit	nicht für rein statische Messungen geeignet, Lastfrequenz bis 80 kHz
kapazitiv	Kapazitätsänderung	Abstand d , Fläche A oder die Dielektrizitätskonstante ϵ_r ändern sich abhängig von der Kraft	hohe Empfindlichkeit	DC- bis in den kHz-Bereich

beziehungsweise die relative Widerstandsänderung

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{2\Delta r}{r} \quad (2.6)$$

Die Poissonzahl $\mu = -\frac{\Delta r/r}{\Delta l/l}$ ist definiert als linearisiertes negatives Verhältnis aus relativer Änderung der Abmessung quer zur Spannungsrichtung zur relativen Längenänderung. Ersetzt man $\Delta r/r$ mit Hilfe der Poissonzahl μ und verwendet $\varepsilon = \Delta l/l$, ergibt sich:

$$\frac{\Delta R}{R} = \left(\frac{\Delta \rho/\rho}{\varepsilon} + 1 + 2\mu \right) \cdot \varepsilon = k \cdot \varepsilon \quad (2.7)$$

mit dem Proportionalitätsfaktor $k = \frac{\Delta \rho/\rho}{\varepsilon} + 1 + 2\mu$ als Dehnungsempfindlichkeit oder k-Faktor. Auf Grund der sehr kleinen auftretenden Dehnung in der DMS-Aufnehmertechnik wird ε meist in $\mu\text{m}/\text{m}$ angegeben. [HS04][NL11] [Gev06]

Gemessen wird diese Widerstandsänderung in der Regel als Spannungssignal über eine Wheatstone'sche Messbrücke, welches an einen Verstärker weitergegeben wird.

Piezoresistive Kraftaufnehmer

Ähnlich zu den Dehnungsmessstreifen ändert sich bei den piezoresistiven Kraftaufnehmern der Widerstand abhängig von der einwirkenden Kraft. Diese Änderung wird aber nicht vorwiegend durch die Änderung der Geometrie des Sensors bedingt, sondern durch die Änderung des spezifischen Widerstands ρ des Materials hervorgerufen. Die mechanischen Spannung verursacht hierbei eine Änderung der Elektronenbeweglichkeit im Halbleitermaterial, die zu einer elektrischen Widerstandsänderung führt. [Juc89] [Elb96]

Die Widerstandsänderung hängt hierbei nichtlinear von der relativen Längenänderung ε ab:

$$\frac{\Delta R}{R} = C_1 \varepsilon + C_2 \varepsilon^2 \quad (2.8)$$

mit C_1 im Bereich von 100 und C_2 im Bereich von 3 000. [GHZ94]

¹Bei Metall-DMS gilt $\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \cdot \frac{\Delta V}{V}$ mit der Bridgeman-Konstanten C und somit $k = 1 + 2\mu + C \cdot (1 - 2\mu)$

2. Kraftmesssensorik

Die hohen k -Werte der Halbleiter-DMS führen zu einer hohen Empfindlichkeit. Es können sowohl positive als auch negative Werte angenommen werden, dies hängt von der Dotierung ab: bei p-Silizium können beispielsweise Werte bis +190 angenommen werden, n-Silizium kann einen k -Faktor von -100 erreichen. Piezoresistive Sensoren besitzen eine hohe, nichtlineare Temperaturabhängigkeit. Durch die etablierten Verfahren der Halbleitertechnologie können diese relativ kostengünstig hergestellt werden [Rei07].

Gemessen wird die Widerstandsänderung analog zu den Dehnungsmessstreifen über eine Wheatstone'sche Messbrücke.

Piezelektrischer Kraftaufnehmer

Unter Piezoelektrizität versteht man die Eigenschaft bestimmter Kristalle, bei mechanischer Deformation – Druck oder Zug – elektrische Ladungen zu verschieben. Aus der Änderung der elektrischen Polarisierung folgt das Auftreten von elektrischen Spannungen. Dieser Vorgang wird *direkter Piezoeffekt* genannt. Die Umkehrung dieses Vorgangs, also die mechanische Verformung des Materials bei Anlegen einer elektrischen Spannung, ist der sogenannte *inverse Piezoeffekt*. Die Polarität der Ladung hängt von der Orientierung des Kristalls relativ zur Richtung des Druckes ab. [TG80] [TEKP10]

Bei elastischer Verformung besteht ein linearer Zusammenhang zwischen der verformenden Kraft F und der verschobenen Ladung Q :

$$Q = d \cdot F \quad (2.9)$$

mit d als piezoelektrischen Koeffizienten. Dieser hängt von der Orientierung der einwirkenden Kraft bezüglich der durch die Ladungsanordnung des Festkörpers gegebenen Symmetrieachsen ab. Unterschieden werden der Longitudinaleffekt (Kraft parallel zur Dipolachse, Abbildung 2.4), der Transversaleffekt (Kraft senkrecht zur Dipolachse, Abbildung 2.5) und der Schub-/Schereffekt (Einwirkung eines Kräftepaars, für den gewünschten Anwendungsfall nicht relevant). Die Ladungsverschiebung folgt nahezu verzögerungsfrei der mechanischen Verformung. [NL11]

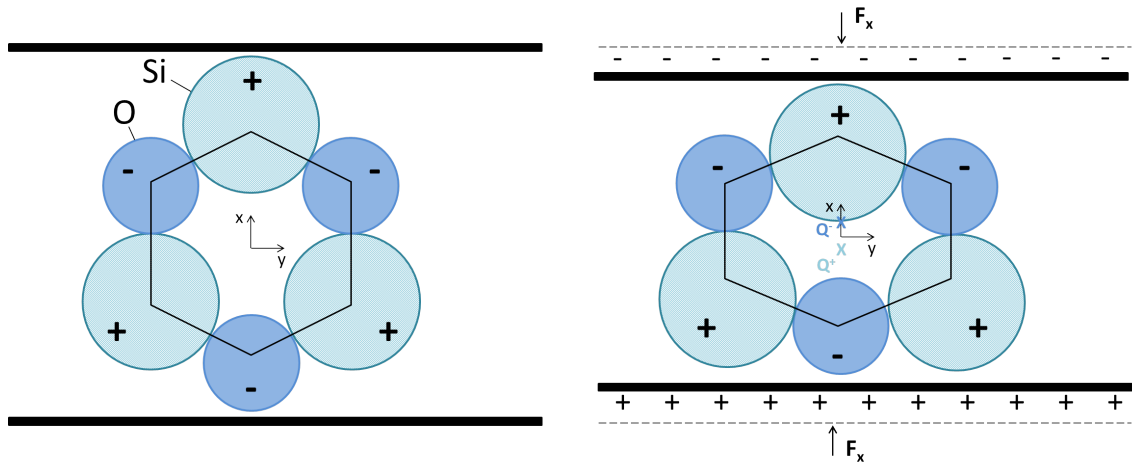


Abb. 2.4.: Longitudinaler Piezoeffekt am vereinfachten Kristallaufbau; links: unbelasteter Zustand, rechts: belastet mit einer Kraft parallel zur Dipolachse

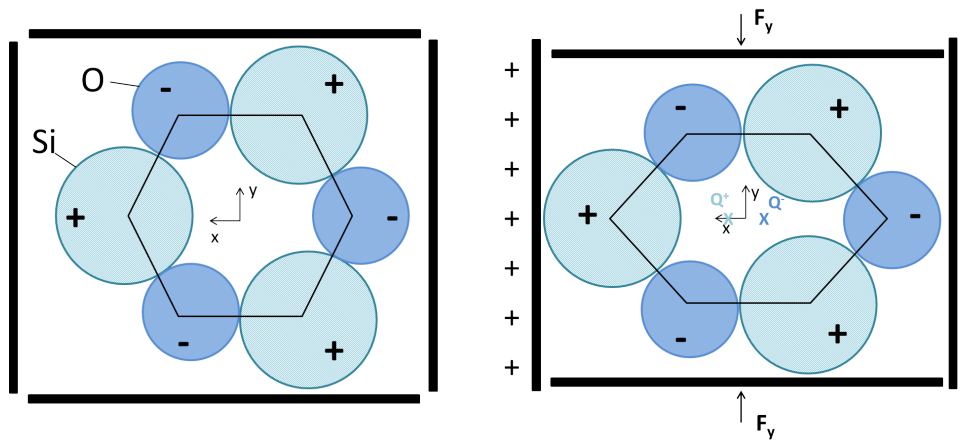


Abb. 2.5.: Transversaler Piezoeffekt am vereinfachten Kristallaufbau; links: unbelasteter Zustand, rechts: belastet mit einer Kraft senkrecht zur Dipolachse

Die entstehende Ladung kann über einen Ladungsverstärker in eine Spannung umgewandelt und gemessen werden.

Kapazitive Kraftaufnehmer

Die Kapazität eines Kondensators wird durch die Fläche A , den Abstand d und die relative Permittivität ϵ_r bestimmt:

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (2.10)$$

wobei ϵ_0 die elektrischen Feldkonstanten des Vakuums ist.

2. Kraftmesssensorik

Die relative Permittivität eines Mediums ist das Verhältnis seiner Permittivität ε zu der des Vakuums ε_0 :

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0} \quad (2.11)$$

[BS04] [Jü74] [Bos96]

Aus Gleichung (2.10) ist zu sehen, dass C durch die Änderung der Dielektrizitätszahl ε_r , der Fläche A oder des Plattenabstandes d beeinflusst werden kann. In Abbildung 2.6 sind diese drei Änderungen aufgeführt.

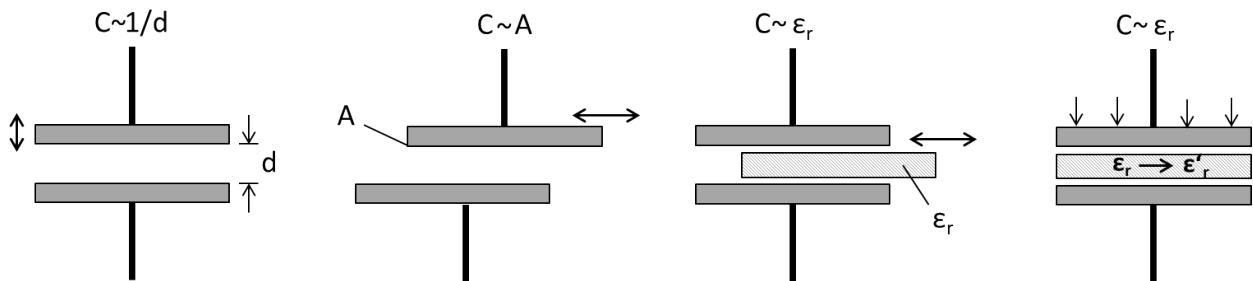


Abb. 2.6.: Änderung der Kapazität durch: links: Änderung des Abstands d ; Mitte links: Änderung der wirksamen Plattenfläche A ; Mitte rechts: Änderung der Dielektrizitätskonstanten durch Verschieben des Dielektrikums; rechts: Änderung der Dielektrizitätskonstanten

Um durch Änderung des Abstands d die Kapazität zu beeinflussen, ist eine Elektrode des Plattenkondensators beweglich oder wird auf eine deformierbare Membran aufgebracht. Wirkt eine Kraft, so verkleinert sich der Abstand d der Platten. Da nach Gleichung (2.10) die veränderte Größe im Nenner der Gleichung steht, ist die Kapazitätsänderung nichtlinear. Durch den RC-Schwingkreis, der zum Ansteuern der Schaltung dient, lässt sich der Zusammenhang linearisieren.

Bei Änderung des Abstands um Δd ändert sich die Kapazität von C_0 um ΔC :

$$\frac{\Delta C}{C_0} = \frac{C - C_0}{C_0} = \frac{d_0}{d_0 + \Delta d} - 1 = -\frac{\Delta d}{d_0 + \Delta d} \quad (2.12)$$

Zur Ausnutzung der Änderung der Plattenfläche A werden die Flächen des Kondensators gegeneinander verschoben. Somit wird eine Änderung der wirksamen

Fläche erzielt. Dieser Ansatz wird allerdings technisch vorwiegend bei drehwinkelabhängiger Kapazitätsänderung verwendet und spielt für die Kraftmessung keine Rolle.

Um die Kapazität durch Ändern des Dielektrikums ϵ_r zu beeinflussen, gibt es zwei Möglichkeiten: Einmal wird der Isolator zwischen den Platten verschoben. Dies verändert die effektive Dielektrizitätskonstante ϵ_r und somit proportional die Kapazität. Dieses Verfahren ist zwar linear, jedoch schwierig zu realisieren, da die Flächen zwischen Dielektrikum und Platte nur sehr wenig Reibung aufweisen dürfen. Da dies nicht mit der nötigen Langzeitkonstanz zu realisieren ist, wird diese Methode nur in Sonderfällen angewandt.

Die zweite Möglichkeit ist die Änderung der Dielektrizitätskonstanten durch eine einwirkende mechanische Größe. Dies wird beispielsweise bei Gasen verwendet, hierbei ist die Suszeptibilitätzahl $\chi = \epsilon_r - 1$ proportional zum Druck und indirekt proportional zur Temperatur. Des Weiteren ist ϵ_r bei einigen Flüssigkeiten und Festkörpern ebenfalls stark druck- und temperaturabhängig. Dieser Effekt ist häufig nichtlinear und hysteresebehaftet. Die Dielektrizitätskonstante kann unter anderem durch eine Änderung der Gitterstruktur, durch das Ausbilden von Dipolen oder durch eine Änderung der Schwingungen in der Gitterstruktur hervorgerufen werden [LBG14].

Die Kapazität wird meist über Wechselstrom-Messbrücken, monostabilen oder astabilen Kippstufen oder über die Lade- und Entladedauer gemessen.

2.2. Bewertung und Auswahl des Sensorprinzips

Die im vorherigen Kapitel aufgeführten unterschiedlichen Kraftaufnehmer wurden verglichen und bewertet, um für den Einsatzzweck den am besten passenden Sensor auszuwählen. Wesentlich waren hierbei zuverlässige Messergebnisse, ein geringer Energieverbrauch zur Auswertung, eine hohe Lebensdauer über viele Lastwechsel und die Möglichkeit der Messung von statischen Belastungen.

Piezoelektrische Sensoren

Zu Beginn der Untersuchungen wurde eine Messung der Belastung durch einen piezoelektrischen Sensor angestrebt. Es war geplant, die Belastung durch die entstehende Ladung mit Hilfe eines Ladungsverstärkers zu messen. Es wurden Testreihen mit verschiedenen piezoelektrischen Sensoren durchgeführt, darunter mehrere piezokeramische Werkstoffe und mehrschichtige Piezosensoren. Für den dynamischen Gebrauch, also beispielsweise bei Vermessen eines Schrittes (siehe Abbildung 2.7), waren die Ergebnisse sehr vielversprechend, die entstandene Ladung war proportional zur aufgebrachten Kraft.

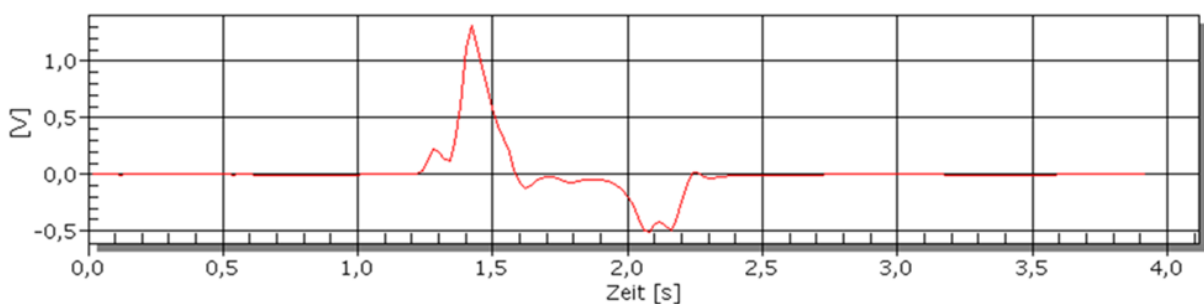


Abb. 2.7.: Auswertung der erzeugten Spannung, wenn ein Piezosensor während eines Schrittes unter dem Fuß getragen wird

Da aber die Anforderung der Ärzte sich auch auf den statischen und quasistatische Bereich erstreckte, also beispielsweise im Stehen und bei langsamen Gewichtsverlagerungen, konnte die piezoelektrische Auswertung nicht verwendet werden. Dies liegt daran, dass die erzeugten Ladungen aufgrund des endlichen Isolationswiderstands, aber auch auf Grund der nicht idealen Eigenschaften der Signalelektronik und der Kabelkapazitäten, abfließen [Gev06]. Somit war eine Auswertung der momentan aufgebrachten Belastung beispielsweise im Stehen nicht möglich und der Patient könnte sich nicht über diesen Wert informieren. Laut den Ärzten war dies aber zur Konditionierung der Patienten wichtig, daher kommen piezoelektrische Sensoren für diese Anwendung nicht in Betracht.

Kapazitive Sensoren

Herkömmliche kapazitive Sensoren hätten den Vorteil eines einfachen Aufbaus, der Möglichkeit einer energiearmen Messung, einer nahezu exakten Berechenbarkeit und einer unendlichen Auflösung. Allerdings erzeugen sie nur ein kleines

Messsignal und sind daher anfällig für Störungen und auf die Einflüsse der Kabelkapazitäten. Da das System unter dem Fuß getragen wird, sind Erschütterungen häufig. Sie sind daher für diesen Einsatzzweck nicht geeignet [Juc89].

Dehnungsmesstreifen

DMS arbeiten weitgehendst driftfrei und wären somit für die gestellte Monitoringaufgabe prinzipiell gut geeignet. Nachteile hierbei waren der verfügbare geringe Platz, der Energieverbrauch der Messmethode, die Temperaturabhängigkeit und die Kosten. Die meist in Mäanderstruktur ausgeführten Sensoren müssen auf einen Federkörper aufgebracht werden und mit anderen Widerständen zu einer Messbrücke verschaltet werden. Der Platz für den Bauraum des Sensor ist allerdings sehr begrenzt. Des Weiteren sind die Anzahl der möglichen Lastwechsel bei DMS beschränkt. Hochwertige DMS halten zwar vielen Lastwechseln stand, sind aber vergleichsweise teuer. Da das Sensorsystem als ein Mehrwegprodukt geplant ist, das von mehreren Patienten benutzt werden soll, muss der Sensor hier vielen Lastwechseln standhalten. Bei einem Patienten rechnet man mit circa 5.000 Schritten pro Tag, zu Beginn der Heilungsphase weniger, später aber mehr. Bei einer Tragezeit von zwölf Wochen ergibt das pro Patient durchschnittlich 420.000 Lastwechsel. Auch ist das Aufbringen der DMS kritisch. Dieser Schritt lässt sich in der endgültigen Produktlösung nicht einfach automatisieren und bedeutet im Vergleich zum gewählten Sensorprinzip einen Mehraufwand bei der Herstellung.

Piezoresistive Sensoren

Um die Eignung eines piezoresistiven Sensors für die vorgesehene Verwendung zu testen, wurde ein Prototyp gefertigt. Hierfür wurde als Grundmaterial ein an der Hochschule Landshut entwickeltes Verbundmaterial verwendet, das mit einer piezoresistiven Paste bedruckt wurde. Das Verbundmaterial besteht aus zwei Lagen LTCC der Marke Heraeus HeraLock HL2000, die auf eine 50 µm dicke Lage Edelstahl laminiert werden. Die Vorteile des Edelstahls verknüpfen sich hierbei mit denen des LTCC-Tapes: Durch den Edelstahl wird das Verbundmaterial biegsam und durch die elektrischen Eigenschaften des LTCC-Tape kann es als Schaltungsträger verwendet werden. Es wurde eine Mäanderstruktur aus

2. Kraftmesssensorik

der piezoresistiven Sensorpaste 3414-A von ESL mit einem longitudinalen Gauge Faktor von 14-15 auf das LTCC gedruckt. Der Prototyp ist in Abbildung 2.8 zu sehen.

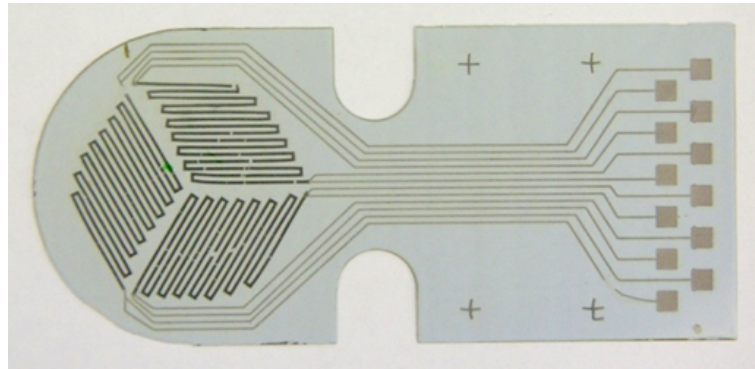


Abb. 2.8.: Prototyp des piezoresistiven Sensors, hergestellt an der Hochschule Landshut.

Zur Erprobung dieses Sensorprinzips wurde eine kontrollierte Belastung auf den Mittelpunkt zwischen den Strukturen aufgebracht; das Ergebnis ist in Abbildung 2.9 zu sehen. Die Zuordnung von Belastung zu Messsignal ist nicht eindeutig, dies könnte die Ursache im verwendeten Material oder auch durch eine fehlerhafte Aufbringung des LTCCs auf den Edelstahl haben. In Summe birgt diese Technologie zu viele Risiken bzw. Unwägbarkeiten für den hier betrachteten Einsatz.

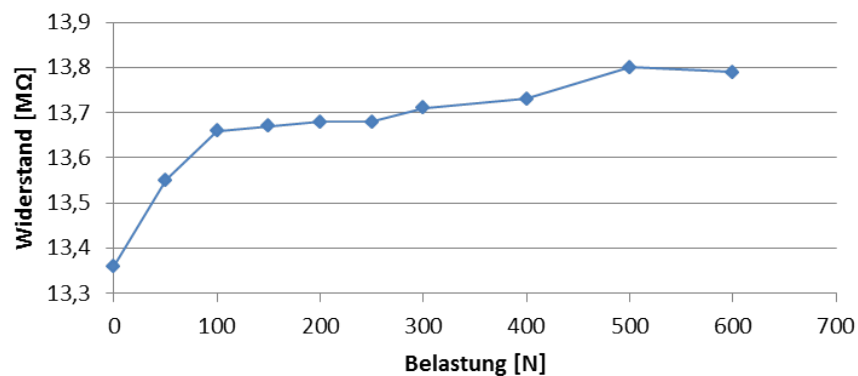


Abb. 2.9.: Widerstand des piezoresistiven Sensors in Abhängigkeit der aufgebrachten Belastung.

Parallel zu diesen Untersuchungen wurden weitere Sensorprinzipien getestet. Hierbei erwies sich die kapazitive Auswertung einer PZT-Keramik als der vielversprechendste Ansatz. Dieses Sensorprinzip wird im folgenden Kapitel näher vorgestellt.

2.3. Sensorprinzip

Vorüberlegungen und Untersuchungen haben ergeben, dass die kapazitive Auswertung einer PZT-Keramik die vielversprechendsten Ergebnisse für den gesuchten Einsatzzweck besitzen. Um die Funktionsweise dieses Sensorprinzips zu erläutern, wird zuerst auf die Grundlagen zu Piezokeramiken eingegangen und anschließend das Sensorprinzip charakterisiert.

2.3.1. Grundlagen zu Piezokeramiken

Das in industriellen Anwendungen am häufigsten verwendete piezoelektrische Material ist Blei-Zirkonat-Titanat (PZT), als Formel $\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$. Dieses besteht aus Mischkristallen aus Bleizirkonat (PbZrO_3) und Bleititanat (PbTiO_3). Für die Herstellung werden PbO , TiO_2 , ZrO_2 und die Dotierungen gemischt und bei 800 °C bis 900 °C kalziniert, um die Absonderung gasförmiger Nebenprodukte zu erreichen und die erforderlichen Verbindungen zu bilden. Diese Reaktion läuft vorwiegend in der festen Phase ab. Anschließend wird das Gemisch gemahlen, um eine größere Homogenität der Keramik zu erreichen. Zur Weiterverarbeitung wird je nach Einsatz als Pressteil oder Multilayer-Bauteil der Grundstoff entweder plastifiziert, sprühgetrocknet und gepresst oder mit Lösemittel und Binder aufbereitet, foliengegossen und dann gestapelt und laminiert. Anschließend wird der Keramikrohling bei Temperaturen zwischen 1000 °C und 1300 °C gesintert. Dies führt zu Bildung des polykristallinen Gefüges. Als nächstes folgen mechanische Bearbeitungsschritte wie Schleifen, Läppen, Polieren und Trennsägen, um die geometrischen Abmessungen und die Oberflächenbeschaffenheit festzulegen. Im nächsten Schritt werden zur Kontaktierung Silberelektroden mittels Siebdruck aufgebracht und bei circa 600 °C eingebrannt. Zur Polarisation wird ein elektrisches Gleichfeld von 2 bis 3 kV/mm bei einer Temperatur zwischen 80 °C und 140 °C angelegt, um die Dipole im Material auszurichten [Cer].

Bauteile aus Piezokeramiken sind polykristalline Gebilde, sie sind also aus einer Vielzahl von Kristalliten aufgebaut, die wiederum aus einer Vielzahl von Elementarzellen bestehen. Zur Minimierung der inneren Energie des Materials bilden sich in den Kristalliten ferroelektrische Domänen. Die Elementarzellen haben eine Perowskit-Struktur, die man in Abbildung 2.10 sehen kann.

2. Kraftmesssensorik

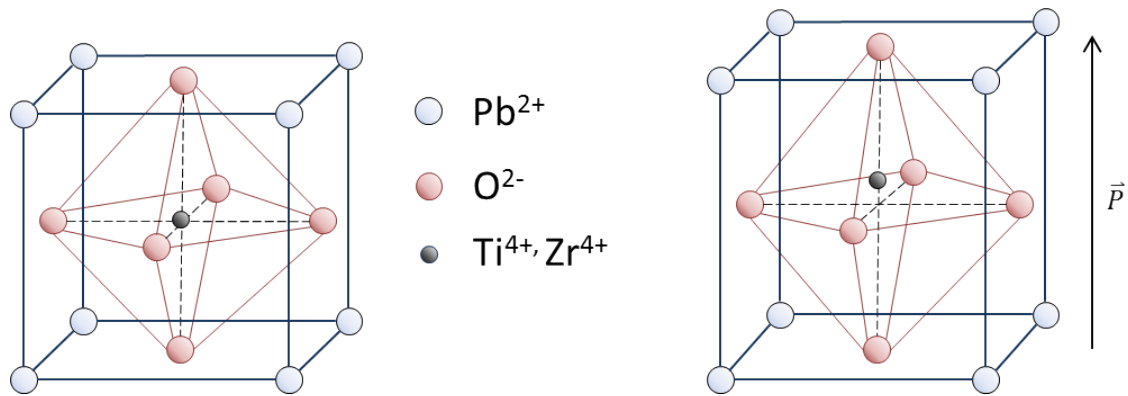


Abb. 2.10.: Strukturmodell von Blei-Zirkonat-Titanat. Links: kubisch raumzentriert angeordnet, wenn die Temperatur sich oberhalb der Curietemperatur befindet. Rechts: Tetragonal verzerrt, Temperatur unterhalb der Curietemperatur.

Die Bleiatome sind kubisch angeordnet, die Sauerstoffatome kubisch-flächenzentriert und ein Zirkonium- bzw. Titanatom je nach Temperatur kubisch oder pseudokubisch-raumzentriert. Oberhalb der Curietemperatur liegt die dann paraelektrische Einheitszelle kubisch-raumzentriert vor, während das PZT unterhalb der Curietemperatur durch eine pseudokubische Anordnung ferroelektrische Eigenschaften aufweist. Durch die Verzerrung des Titan- bzw. des Zirkoniumatoms aus der zentralen Lage heraus bildet sich ein Dipolmoment aus, das Grundlage für die piezoelektrischen Eigenschaften ist [Vog14] [TG80].

Betrachtet man nun das gesamte polykristalline Gebilde, bilden sich mikroskopische Dipole innerhalb der Elementarzellen. Findet vorab keine Polarisierung statt, sind die Domänen mit den unterschiedlichen Orientierungen statistisch verteilt, der makroskopische Körper ist also isotrop und zeigt keinen piezoelektrischen Effekt.

Durch Einwirken eines äußeren elektrischen Feldes werden die elektrischen Dipole in Feldrichtung ausgerichtet. Diese Umorientierung bleibt zum großen Teil auch bestehen, wenn das Feld abgeschaltet wird, es bleibt die remanente Polarisierung. Diese ist auf irreversible Domänenwandverschiebungen oder Polarisierungssprünge zurückzuführen. Hierbei wachsen günstig orientierte Domänen auf Kosten von ungünstig orientierten. Um die Polarisierung wieder in Ausgangslage zurückzubringen, bedarf es eines entgegengesetzt gerichteten Feldes. In Abbildung 2.11 wird der Zusammenhang zwischen der Polarisierung P und der angelegten Feldstärke E dargestellt.

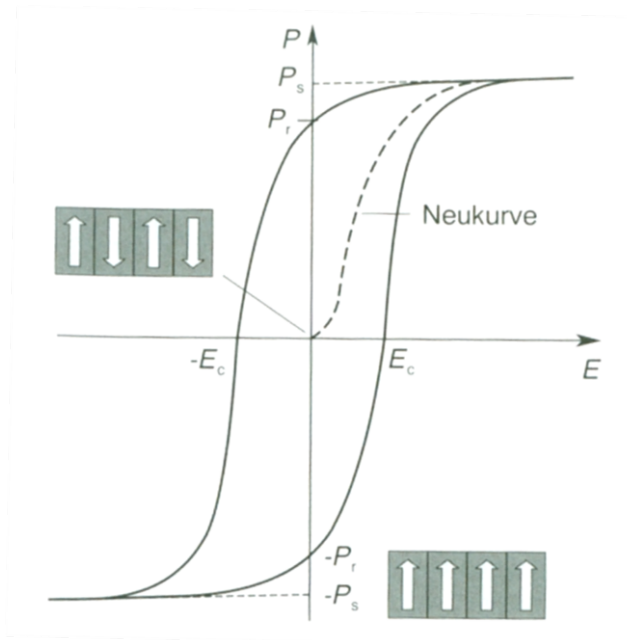


Abb. 2.11.: Ferroelektrische Hysteresekurve der Polarisation P in Abhängigkeit von der elektrischen Feldstärke E [Rei07].

Wird ein Feld angelegt, steigt P bis zur Sättigung P_s auf der Neukurve, was einer hohen Dielektrizitätszahl entspricht. Bei einer Reduktion des Feldes nimmt die Polarisation allerdings nicht mehr in dem Maße ab, wie sie angestiegen ist. Die beim Abschalten des Feldes verbleibende Polarisation wird die remanente Polarisation P_r genannt. Wird ein Feld entgegen der ursprünglichen Richtung angelegt, verschwindet die Polarisation bei der Koerzitivfeldstärke $-E_c$. Bei einer weiteren Erhöhung erreicht die Polarisation einen negativen Sättigungswert. Im Bereich der Koerzitivfeldstärke zeigen sich sehr große Polarisationsänderungen. Wird diese Kurve durchfahren, erkennt man das Hystereseverhalten des ferroelektrischen Werkstoffs. Dieses Verhalten wird durch die Ausbildung von ferroelektrischen Domänen verursacht [Rei07].

In Abbildung 2.12 wird die Dehnung S in Abhängigkeit des angelegten Feldes E dargestellt. Auch hier ist ein Hystereseverhalten zu erkennen: Mit steigendem Feld E wächst S entlang der Neukurve bis zur Sättigung an. Wird das Feld wieder abgeschaltet, bleibt eine remanente Dehnung zurück, der Remanenzpunkt S_r . Bei der Koerzitivfeldstärke $-E_c$ verschwindet diese Dehnung, bei einer weiteren Erhöhung des entgegen der ursprünglichen Richtung angelegten Feldes nimmt die Dehnung wieder zu. Die remanente Dehnung definiert den Arbeitspunkt der Piezokeramik, da in der Umgebung von S_r eine Änderung der Feldstärke eine proportionale Änderung der Dehnung zur Folge hat. Somit begründen die

extrinsischen Domänenanteile die Nichtlinearität und die Hysterese. Aufgrund dieser Faktoren kann aus der messbaren Dehnung nicht auf die Feldstärke oder umgekehrt geschlossen werden.

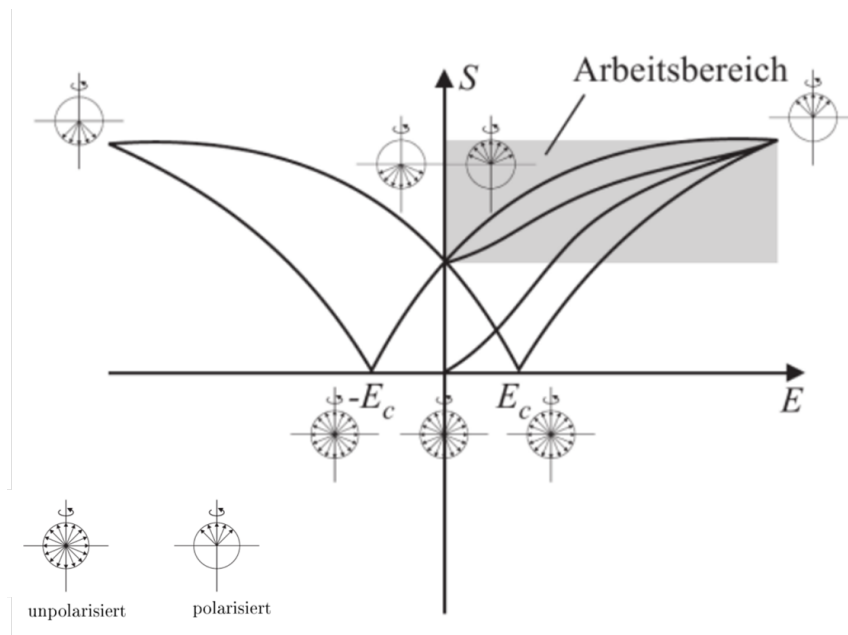


Abb. 2.12.: Schmetterlingskurve (Hysteresekurve) der Dehnung S in Abhängigkeit des angelegten Feldes E [Gau05].

Wird die bei der Polarisation erreichte Ausrichtung der Domänen zerstört, werden die piezoelektrischen Eigenschaften des Werkstoffs beeinträchtigt. Dies kann durch zu hohe Druckbelastungen, zu hohe Temperaturen oder ein angelegtes Feld entgegen der ursprünglich angelegten Polarisationsrichtung geschehen.

PZT-Keramiken sind sowohl ferroelektrisch als auch ferroelastisch, was bedeutet, dass sich die Richtung der spontanen Polarisation durch eine mechanische Belastung verändern lässt. Analog zur bereits erwähnten elektrischen Koerzitivfeldstärke gibt es auch hier eine Grenzbelastung, ab welcher Umklappprozesse einsetzen. Diese wird als mechanische Koerzitivspannung σ_C bezeichnet. Erreicht die Druckspannung Werte oberhalb der Koerzitivspannung, klappen die Domänen in eine Richtung senkrecht zur mechanischen Belastungsrichtung um, wie in Abbildung 2.13 dargestellt ist. Bei einer tetragonalen Kristallstruktur gibt es vier gleich wahrscheinliche Richtungen für die spontane Polarisation [Ant06].

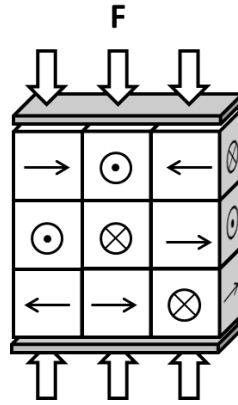


Abb. 2.13.: Orientierung der Domänen im PZT nach einer Druckbelastung F oberhalb der Koerzitivspannung ($\sigma > \sigma_C$).

Es ist ersichtlich, dass nur Nicht-180°-Domänenwände ferroelastisch sein können, da eine Reorientierung der Spontanpolarisation um 180° keine Änderung der spontanen Dehnung zur Folge hat und somit nicht durch mechanische Belastung hervorgerufen werden kann. Die Polarisation und die Dehnung ändern sich unter dem Einfluss einer mechanischen Spannung hysteretisch, wie in Abbildung 2.14 zu sehen ist [Mar11] [Gal12].

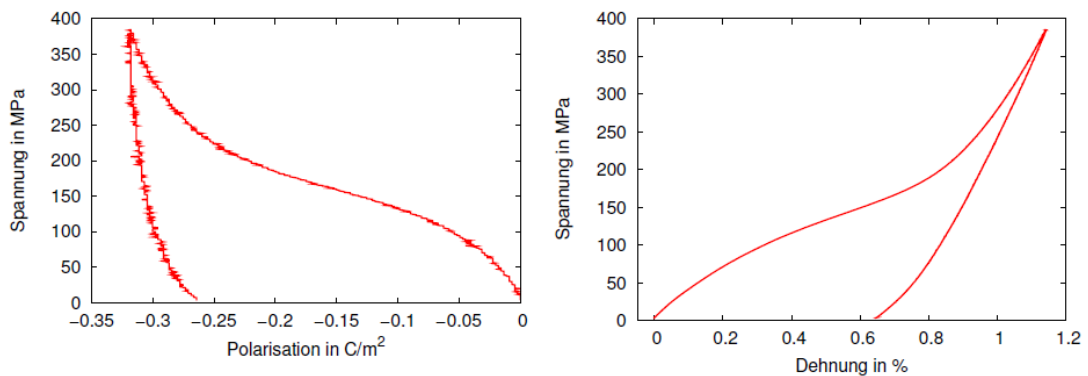


Abb. 2.14.: Ferroelastische Depolarisations- und Dehnungshysterese einer PZT-Keramik. Abgetragen ist jeweils die mechanische Spannung über der Polarisation bzw. der Dehnung [Mar11].

Bei der gesuchten Anwendung treten nur mechanische Spannungen bis maximal 30 MPa auf. In diesem Bereich ist die Abhängigkeit der Spannung zur Polarisation als linear zu betrachten. Betrachtet man nun die rechte Seite der Abbildung 2.14, ist zu erkennen, dass sich zu Beginn die Dehnung ε angenähert linear in Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls E und der Spannung σ ändert gemäß der Formel

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad . \quad (2.13)$$

Bei steigenden Spannungen scheint das Material sich zu entfestigen. Die mikroskopische Ursache hierfür liegt im Schalten von Einheitszellen. Die verschiedenen Domänen werden auf Grund der internen Defektstruktur und der Wechselwirkung von Domänenwänden von der aufgebrachten mechanischen Spannung verschieden stark beeinflusst. Makroskopisch betrachtet findet ein gleichmäßiger Entfestigungsprozess statt. Sobald ein Großteil der Schaltprozesse ausgelöst wurde, kommt es wieder zur Verfestigung des Materials, da das Auslösen weiterer Schaltvorgänge erschwert wird. Somit wird der Kurvenverlauf wieder steiler. Nimmt die Druckspannung dann ab, kommt es zu Rückschaltprozessen, aber wie auch im ferroelektrischen Fall verbleiben eine remanente Depolarisation sowie eine remanente Dehnung [FSL99] [Mar11].

2.3.2. Charakterisierung des Sensorprinzips

Das Messprinzip beruht auf der Messung der Kapazität einer durch Druck beanspruchten PZT-Keramik. Dass sich die Kapazität auf Grund einer einwirkenden Belastung verändert, kann, wie unter 2.1.2 bereits beschrieben, drei Ursachen haben: eine Änderung des Plattenabstands d , der Plattenfläche A und/oder der Dielektrizitätskonstanten ϵ_r :

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (2.14)$$

Die Kapazitätsänderung setzt sich aus einem ferroelektrischen und einem geometrischen Anteil zusammen. Die Änderung der Plattenfläche A ist im vorliegenden Fall vernachlässigbar gering. Da die Belastung über einen Dorn im Gehäuse auf die Elektroden so übertragen wird, dass diese gerichtet die Mitte der Elektroden erreicht und die verwendeten Elektroden eine Dicke von 2 mm besitzen und aus Messing bestehen, kann ein Verbiegen der Sensoranordnung in guter Näherung vernachlässigt werden. Die Änderung der Geometrie begründet sich daher nur durch eine Änderung des Plattenabstands d .

Zur Beurteilung, wie viel Prozent der Änderung auf eine Änderung der Geometrie und wie viel auf eine Änderung der Dielektrizitätskonstanten zurückzuführen sind, kann folgende folgende Grobabschätzung vorgenommen werden:

2. Kraftmesssensorik

Auf Grund der Anforderungen des angestrebten Einsatzzweckes an die Geometrie des Sensors ist der gewählte Sensor eine runde Scheibe mit der Höhe d und der Fläche A aus dem Material Sonox[®] P8 (SP8).

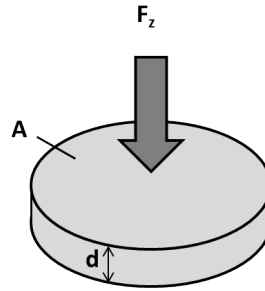


Abb. 2.15.: Geometrie des verwendeten Sensors mit Druckbelastung F_z .

Die wirkende Kraft F_z entlang der z -Achse verursacht auf die Fläche A eine mechanische Spannung σ_z mit:

$$\sigma_z = \frac{F_z}{A} \quad (2.15)$$

Die Spannung verursacht die Dickenänderung Δd bzw. Dehnung/Stauchung ε_z :

$$\varepsilon_z = \frac{\Delta d}{d_0} \quad (2.16)$$

Der Zusammenhang zwischen der Spannung σ und der Dehnung ε_z wird nach dem Hookeschen Gesetz über das Elastizitätsmodul E , auch Youngsches Modul, beschrieben:

$$\sigma_z = E \cdot \varepsilon_z \quad (2.17)$$

Für eine Grobabschätzung, welcher Anteil der Kapazitätsänderung auf die Änderung des Abstands d und wie viel auf die Änderung der Dielektrizitätskonstanten ε_r entfallen, wird ein Sensor aus dem in Kapitel 4.1 ausgewählten Material Sonox[®] P8 betrachtet. Sensoren aus diesem Material haben in Polarisationsrichtung die elastische Nachgiebigkeit S_{33} . Die elastische Nachgiebigkeit entspricht dem Kehrwert des Elastizitätsmoduls $[Cer]$ und ist für das gewählte Material mit $S_{33}=13,7 \cdot 10^{-12} m^2/N$ angegeben $[Cer08]$. Das Elastizitätsmodul hat folglich den Wert $E=7,30 \cdot 10^{10} N/m^2$. Für die Betrachtung wird ein kreisscheibenförmiger Sensor mit einem Durchmesser von 7,8 mm und einer Höhe von 2 mm verwendet,

2. Kraftmesssensorik

da diese Abmessungen dem später verwendeten Sensor entsprechen. Wirkt eine Kraft senkrecht auf den Sensor, ändert dieser seine Höhe nach Formel (2.17). Geht man nun von einer Kraft von 1 000 N aus, die auf den Sensor aus dem oben angegebenen Material SP8 wirkt, würde dies eine relative Höhenänderung von

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = -\frac{\frac{1000N}{(3,9mm)^2 \cdot \pi}}{7,30 \cdot 10^{10} N/m^2} = -\frac{20,93 \cdot 10^6 N/m^2}{7,30 \cdot 10^{10} N/m^2} = -2,87 \cdot 10^{-4} \quad (2.18)$$

ergeben. Die Höhe des Sensors würde sich folglich nach (2.16) um

$$\Delta d = \varepsilon \cdot d = -2,87 \cdot 10^{-4} \cdot 2mm = -5,73 \cdot 10^{-4} mm \quad (2.19)$$

verringern.

Eine solche Änderung der Höhe hätte nachstehende Kapazitätsänderung zur Folge:

$$\frac{C_{\text{neu}}}{C} = \frac{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d - \Delta d}}{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d}} = \frac{d}{d + \Delta d} = \frac{2mm}{2mm - 5,73 \cdot 10^{-4} mm} = 1,0002868 \quad (2.20)$$

Die Kapazität würde sich auf Grund der Höhenänderung also nur um 0,029% vergrößern. Um die tatsächliche Kapazitätsänderung experimentell zu validieren, wurde ein Sensor mit den obigen Parametern in der pneumatischen Anlage (siehe Kapitel 3.1) wiederholt mit 1 000 N belastet. Die Kapazitätsänderung wurde mit einem LCR-Meter bei einer Messfrequenz von 1 KHz ermittelt mithilfe eines 4-Leiter-Messadapters. Die tatsächliche Belastung wurde mit einer Kraftmessdose, die in Reihe mit dem Sensor angeordnet wurde, überprüft. Dabei ergaben sich folgende Messergebnisse:

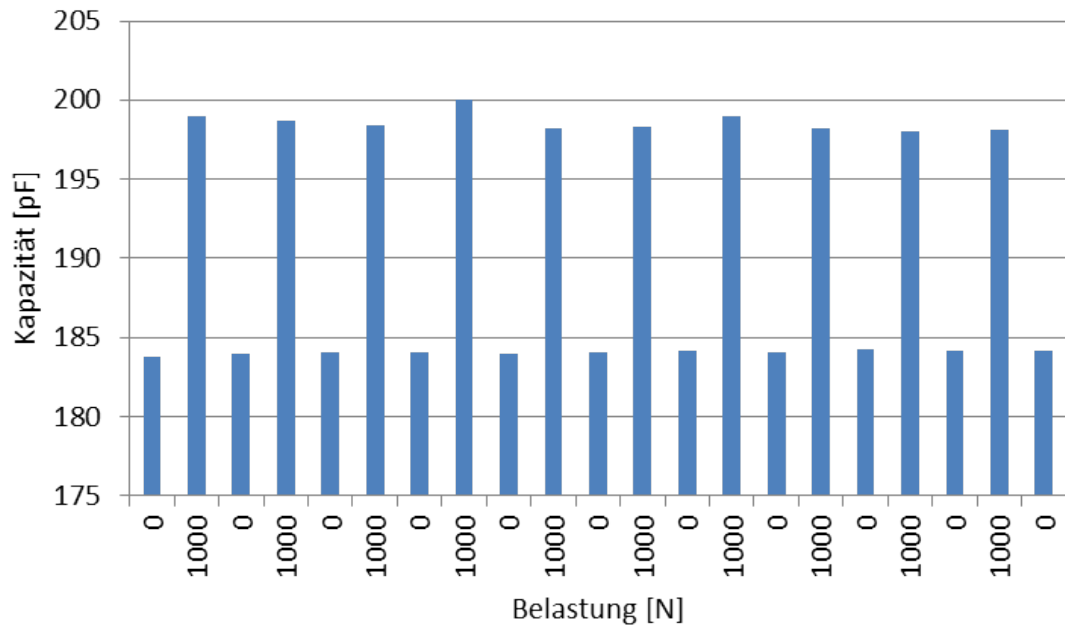


Abb. 2.16.: Kapazitätsänderung eines polarisierten Sensors bei zehnmaliger Belastung mit 1 000 N.

Die Kapazität ändert sich durchschnittlich um 7,9 %, wobei sich nach obiger Abschätzung nur 0,029 % durch den geometrischen Anteil erklären lassen. Der Großteil der Änderung der Kapazität liegt daher in einer Änderung der Dielektrizitätskonstanten begründet.

Wie sich ϵ_r , berechnet nach Formel (2.14), bei Belastung verändert, zeigt Abbildung 2.17 für einen Sensor mit einem Durchmesser von 7,8 mm und einer Höhe von 2 mm. Die Änderung auf Grund des geometrischen Anteils wurde bereits berücksichtigt. Zur Messwertermittlung wurde nur eine Probe herangezogen.

2. Kraftmesssensorik

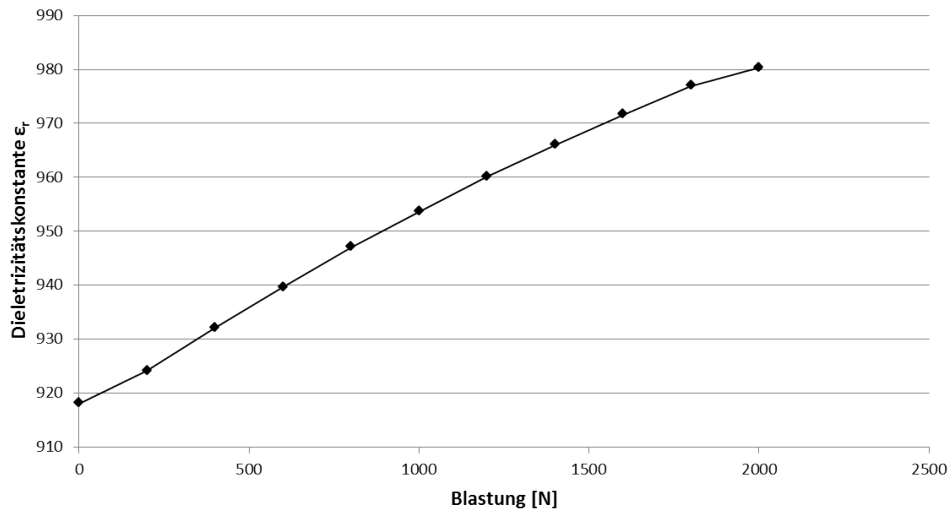


Abb. 2.17.: Änderung der Dielektrizitätskonstanten in Abhängigkeit der aufgebrachten Belastung

Theorie

Betrachtet man einen Kondensator, verhindert das Dielektrikum einen Ausgleich der Ladungen, die sich auf den entgegengesetzt geladenen Elektroden befinden. Die relative Dielektrizitätszahl drückt die Aufnahmefähigkeit zusätzlicher Ladungen gegenüber dem Vakuum aus:

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} \quad (2.21)$$

wobei ϵ_0 die Dielektrizitätskonstante des Vakuums mit dem Wert $\epsilon_0 = 8,8542 \cdot 10^{-12} \frac{C}{Vm}$ und ϵ die Dielektrizitätszahl des Dielektrikums sind.

Für die Ladung Q im Kondensator gilt

$$Q = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 \cdot A \cdot E \quad (2.22)$$

mit der elektrischen Feldstärke E in V/m. Die Ladung Q eines Kondensators wird somit mit Einbringen eines Dielektrikums erhöht, da die orientierten Dipolmomente Ladungsträger auf den Elektroden kompensieren. Dies hat zur Folge, dass weitere Ladungsträger von der Spannungsquelle auf die Elektroden fließen können.

2. Kraftmesssensorik

Die Polarisation \vec{P} ist die gebundene Ladung ($Q-Q_0$) pro Flächeneinheit A . Die Polarisierbarkeit $\chi_{\text{el}} \cdot \varepsilon_0$ mit der Suszeptibilitätszahl $\chi_{\text{el}} = (\varepsilon_r - 1)$ ist ein Maß für die Polarisation P eines Werkstoffs mit

$$\vec{P} = \frac{Q - Q_0}{A} = (\varepsilon_r - 1) \cdot \varepsilon_0 \cdot \vec{E} = \chi_{\text{el}} \cdot \varepsilon_0 \cdot \vec{E} \quad . \quad (2.23)$$

Die elektrische Suszeptibilität χ_{el} gibt anschaulich die Anzahl der durch den Werkstoff zusätzlich möglichen Feldlinien an.

Die dielektrische Verschiebung \vec{D} ist ein Maß für den Einfluss des Dielektrikums auf die Änderung der anliegenden elektrischen Feldstärke \vec{E} mit

$$\vec{D} = \varepsilon_0 \cdot \vec{E} + \vec{P} \quad . \quad (2.24)$$

Die Aufteilung in $\varepsilon_0 \cdot \vec{E}$ und \vec{P} entspricht der Aufteilung in freie Ladungen und gebundene Ladungen für die Polarisation.

Die elektrische Flussdichte D_S in einem Stoff ist stets größer als im Vakuum D_0 . Das Zahlenverhältnis $\frac{D_S}{D_0}$ heißt Dielektrizitätszahl ε_r

$$\frac{D_S}{D_0} = \varepsilon_r \quad (2.25)$$

Aus Formel (2.23) und (2.24) folgt für ein homogenes und isotropes Medium

$$\vec{D} = \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot \vec{E} \quad . \quad (2.26)$$

Je größer die Polarisierbarkeit und je ausgeprägter das polare Verhalten eines Werkstoffs, desto größer ist die Dielektrizitätszahl. Denn besteht ein Stoff aus polaren Molekülen, muss das Feld des Kondensators nur noch die bereits vorhandenen Dipole ausrichten, die dabei gegebenenfalls zusätzlich noch etwas gestreckt werden, und nicht mehr die Polarisation selbst durch Auseinanderspreizen der Ladungen erzeugen. Sind jetzt nicht nur einzelne Moleküle polar, sondern sind größere Kristallbereiche einheitlich ausgerichtet, ändert das äußere elektrische Feld deren Größe und Orientierungszustand. Somit ergeben sich wesentlich höhere Dielektrizitätszahlen [NU86] [Dö88] [FHS07] [GHR85].

Im Falle von polarisierten Sensoren handelt es sich um ein anisotropes Dielektrikum. Der skalare Faktor ε_r muss daher durch einen Tensor ersetzt werden, da unterschieden werden muss, wie Polungsrichtung und anliegendes elektrisches Feld zueinander liegen. Des Weiteren wird angegeben, ob es sich um freie oder geklemmte Permittivität handelt, bei welcher der Körper an einer freien Deformation gehindert wird. Unpolarisierte Sensoren können hingegen als isotrop angesehen werden.

Die Änderung Dielektrizitätskonstanten ε_r unter Druck bei den hier vorliegenden geringen Belastungen bis maximal 30 MPa kann mehrere Ursachen haben. Bilden sich Dipolmomente aus, richten sich diese aus oder verstärken sich diese, führt dies zu einer Änderung der Polarisierbarkeit und des polaren Verhaltens. Auch die Domänenwandbeweglichkeit, das Umklappen von Domänen und Gitterdeformationen haben ebenfalls einen Einfluss auf die Permittivität [FKH07].

PZT-Keramiken weisen unterhalb der Curietemperatur eine pseudokubische Anordnung auf. Dadurch, dass das Zirkonium- bzw. das Titanatom aus der zentralen Lage heraus verschoben ist, entsteht ein Dipolmoment. Da die Raumtemperatur weit unter der Curietemperatur der verwendeten Materialien liegt, welche größer als 300 °C ist, sind die Dipole auch ohne äußere mechanische Belastung schon vorhanden. Eine Ausbildung weiterer zusätzlicher Dipole ist nicht möglich.

Eine Ausrichtung der Dipolmomente könnte in polarisierten Sensoren im geringen Maß erfolgen. Bei Belastung werden elektrische Ladungen verschoben. Da der Sensor polarisiert ist, resultiert dies in einer Aufladung der Außenflächen des Körpers. Die Dipole sind zwar nach Abschalten des elektrischen Gleichfeldes bei der Polarisation zum großen Teil erhalten geblieben, aber die remanente Polarisation P_r ist kleiner als die Sättigungspolarisation P_s . Daher kann bei Anlegen eines elektrischen Feldes die Polarisation steigen (vergleiche Abbildung 2.11). Bei unpolarisierten Sensoren sind die Domänen unterschiedlich orientiert, bei Druckbelastung kommt es zu keiner Aufladung der Außenflächen. So entsteht kein Feld, an dem sich die Dipole ausrichten.

Eine Verstärkung der Dipolmomente kann durch eine Verlagerung der Ladungsschwerpunkte erfolgen. Durch eine gerichtete Verformung werden bei PZT-Keramiken die Ladungsschwerpunkte innerhalb der Elementarzellen verschoben (piezoelektrischer Effekt). Das Moment eines elektrischen Dipols \vec{p} ist definiert

2. Kraftmesssensorik

durch das Produkt als Ladungsabstand und Ladung

$$\vec{p} = |Q| \cdot \vec{d} \quad (2.27)$$

wobei der Vektor des Ladungsabstand \vec{d} von der negativen zur positiven Ladung orientiert ist. Die Summe aller Dipolmomente bezogen auf das vorliegende Volumen V ergibt die Polarisierung des Dielektrikums. Es gilt

$$\vec{P} = \frac{\sum_{i=1}^N \vec{p}_i}{V} = \frac{N'}{V} \cdot \frac{\sum_{i=1}^N \vec{p}_i}{N'} \quad (2.28)$$

für N' Dipole im Volumen V . Der erste Faktor ist die Anzahl der Moleküle je Volumen N und der zweite Faktor ist das mittlere Dipolmoment, man erhält also:

$$\vec{P} = N \cdot \vec{p} \quad (2.29)$$

Für einfache Fälle gilt der Zusammenhang

$$\vec{p} = \alpha \cdot \vec{E} \quad (2.30)$$

mit dem Proportionalitätsfaktor α als Maß für die Polarisierbarkeit mit der Einheit $\text{AsV}^{-1} \cdot \text{m}^2 = \text{F} \cdot \text{m}^2$.

Aus den Formeln (2.29) und (2.30) ergibt sich

$$\vec{P} = N \cdot \alpha \cdot \vec{E}_{\text{loc}} \quad (2.31)$$

mit \vec{E}_{loc} als der Feldstärke, die am Ort des Atoms wirkt.

Es gibt verschiedenen Polarisationsmechanismen: Die Verschiebungspolarisation, die als Ionen- oder Elektronenpolarisation auftritt, und die Orientierungspolarisation, bei der es noch den Sonderfall der spontanen Polarisation gibt. Bei der Orientierungspolarisation ist Voraussetzung das Vorhandensein von permanenten Dipolen, diese drehen sich in Feldrichtung und orientieren sich. Im Fall der spontanen Polarisation, wie sie bei PZT-Keramiken auftritt, kommt es entgegen der Wärmeschwingung der Dipole zur gleichgesinnten Orientierung von Dipolen. Solche Gebiete werden Domänen genannt. Sie sind unterschiedlich orientiert

und statistisch verteilt, so dass es kein nach außen wirkendes Dipolmoment gibt [FHS07] [Fas05] [ITM07].

Diese Theorie stützt auch der Vergleich zwischen polarisierten und unpolarisierten Sensoren: Betrachtet man die Kapazitätsänderung bei Belastung, so ist ein eindeutiger Unterschied zu sehen. Die polarisierten Sensoren haben einen prozentual viel höheren Anstieg bei gleicher Belastung als unpolarisierte. Zur Begründung sind einige Grundlagen der Polarisation von Piezokeramiken nötig:

Wie bereits erläutert, sind die Domänen unterhalb der Curietemperatur statistisch verteilt, so dass der makroskopische Körper isotrop ist und keinen piezoelektrischen Effekt zeigt. Physikalische Ursache der Ausbildung einer Domänenstruktur ist ihre energetische Begünstigung auf Grund der höheren Depolarisationsenergie bei der Domänenbildung. Durch Anlegen eines äußeren Feldes lassen sich diese Domänen annähernd gleich in Feldrichtung ausrichten. Es entsteht ein makroskopisch messbares permanentes Dipolmoment, das auch nach Abschalten des Feldes zum großen Teil erhalten bleibt (remanente Polarisation). Hierbei kommt es einerseits zu einem dehnungsfreien Umklappen um 180° von ganzen Domänen, andererseits wachsen günstig ausgerichtete Domänen auf Kosten anderer. Es ergibt sich dadurch eine Dehnung in Polarisationsrichtung mit einer gleichzeitigen Kontraktion senkrecht dazu. Die Dehnung setzt sich aus einem remanenten und einem elastischen Anteil zusammen. Ersterer wird durch eine dauerhafte, energetisch günstige Neupositionierung der positiven Ladungen in der Gitterstruktur begründet, zweiterer resultiert aus der additiven Auslenkung dieser Ladungen über diese Positionen hinaus [Mel02][Dut06] [TG80] [Uch97].

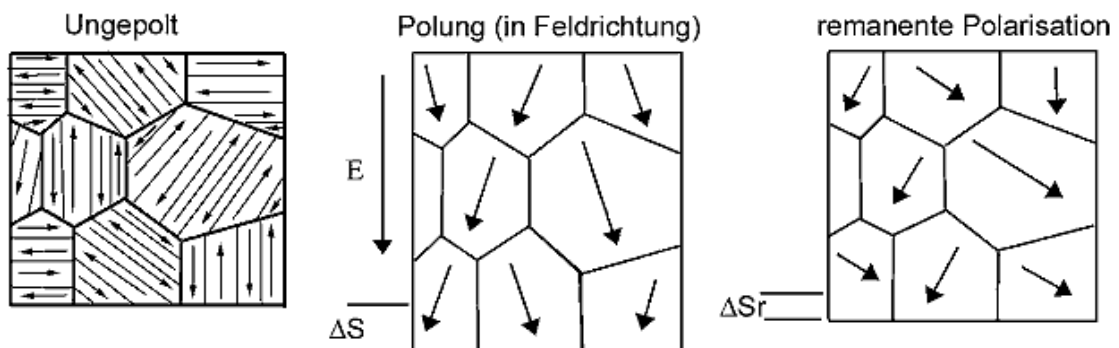


Abb. 2.18.: Domänenstruktur im PZT. Links: vor der Polarisation; Mitte: während der Polarisation; rechts: nach der Polarisation. ΔS ist hierbei die Längenänderung während der Polarisation, ΔS_r die remanente Längenänderung [Vero]

2. Kraftmesssensorik

Dieser Dipol richtet sich im Falle eines tetragonalen Gitters entlang der längsten Kristallachse, beim rhomboedrischen Gitter in Richtung der längsten Raumdiagonale aus. Die vorliegende Gitterstruktur ist abhängig vom Verhältnis von PbTiO_3 zu PbZrO_3 . Für die erstgenannte Gitterform sind im dreidimensionalen Raum drei Richtungen mit je zwei Orientierungen möglich, somit sechs Ausrichtungen, im zweiten Fall vier Richtungen mit je zwei Orientierungen.

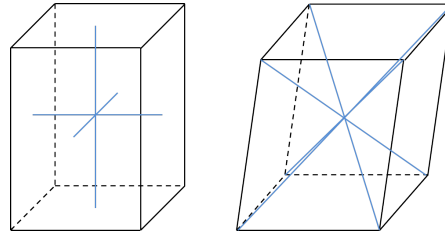


Abb. 2.19.: Links: Tetragonales Gitter mit den drei möglichen Dipolrichtungen; rechts: rhomboedrisches Gitter mit den vier Dipolrichtungen

In Abbildung 2.20 ist vergleichend der prozentuale Anstieg bei Belastung bei unpolarisierten und polarisierten Sensoren des gleichen Materials zu sehen. Das Verhältnis des prozentualen Anstiegs von polarisierten Proben zu unpolarisierten Proben hängt vom Durchmesser und der Höhe der Sensoren ab. Allerdings ist für alle untersuchten Proben der Anstieg bei den polarisierten Proben höher als bei den unpolarisierten. Die Werte sind in nachfolgender Tabelle aufgeführt.

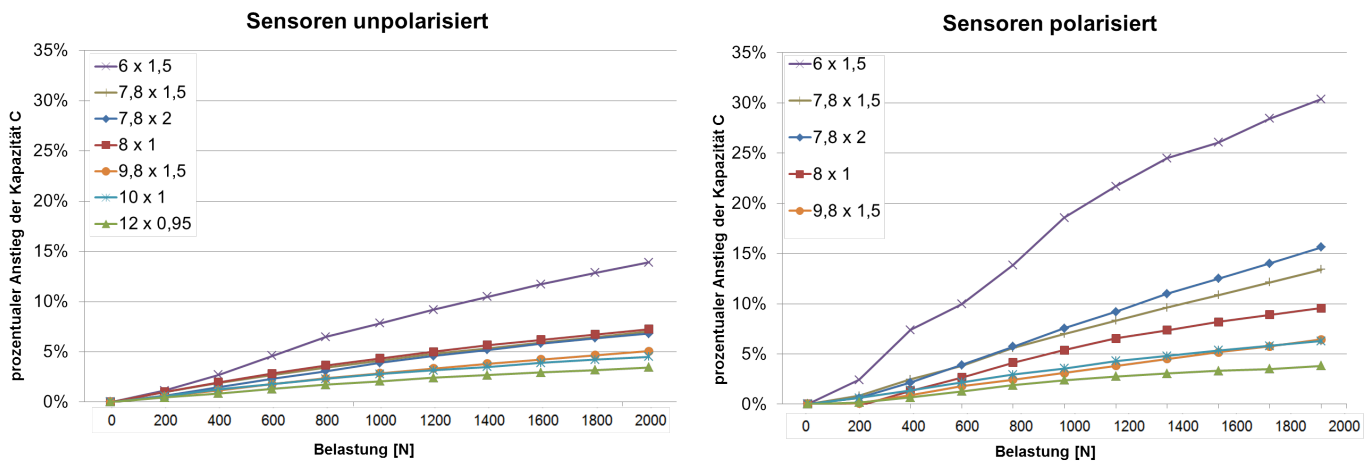


Abb. 2.20.: Vergleich des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Belastung bei polarisierten und unpolarisierten Sensoren bei unterschiedlichen Geometrien. In der Legende sind jeweils Durchmesser und Höhe der untersuchten Sensoren in Millimeter angegeben.

In Tabelle 2.3 ist der Anstieg der Kapazität bei polarisierten und unpolarisierten Sensoren zu sehen, ebenso das Verhältnis zwischen beiden. Es wurden die Werte aus Abbildung 2.20 verwendet. Dabei wird deutlich: Je höher der Sensor

2. Kraftmesssensorik

ist, desto stärker steigt die Kapazität in Abhängigkeit der Belastung, wenn ein polarisierter statt eines unpolarisierten Sensors verwendet wird. Das Verhältnis wird größer, je höher der Sensor ist, da die Höhe des Sensors kaum Einfluss auf die Kapazität des unpolarisierten Sensors hat, jedoch auf den polarisierten. Verkleinert sich der Durchmesser des Sensors, steigt das Verhältnis ebenfalls, da eine Änderung des Durchmessers bei polarisierten Sensoren einen größeren Einfluss auf die Kapazität hat als bei unpolarisierten.

Tabelle 2.3.: Vergleich des Anstiegs der Kapazität bei Belastung zwischen polarisierten und unpolarisierten Sensoren in Abhängigkeit der Geometrie des Sensors.

Durchmesser x Höhe	Anstieg Kapazität bei Belastung		Verhältnis Anstieg polarisiert/unpolarisiert
	unpolarisiert	polarisiert	
6 mm x 1,5 mm	7,16 %/kN	15,85 %/kN	2,21
8 mm x 1,0 mm	3,59 %/kN	5,30 %/kN	1,48
7,8 mm x 1,5 mm	3,68 %/kN	6,89 %/kN	1,87
7,8 mm x 2,0 mm	3,52 %/kN	8,20 %/kN	2,33
9,8 mm x 1,5 mm	2,54 %/kN	3,38 %/kN	1,33
10,0 mm x 1,0 mm	2,24 %/kN	3,21 %/kN	1,43
12,0 mm x 0,95 mm	1,72 %/kN	2,03 %/kN	1,18

Dies liegt daran, dass die Kapazitätsänderung zum größten Teil von der veränderten Dielektrizitätskonstante des Sensors unter Druckbelastung abhängt. Die geometrische Änderung ist sowohl bei polarisierten als auch bei unpolarisierten Sensoren gleich, da sie das gleiche Elastizitätsmodul E besitzen. Die Sensoren unterscheiden sich allerdings hinsichtlich der Orientierung ihrer Domänen, beim unpolarisierten Material sind diese statistisch verteilt. Wirkt eine Kraft auf eine Elementarzelle, so wird, abhängig von der Ausrichtung der Zelle, der Dipol verstärkt. Bei den polarisierten Sensoren sind diese zum großen Teil durch die Polarisation in Feldrichtung ausgerichtet.

2. Kraftmesssensorik

Ein Vergleich der Dielektrizitätszahlen ϵ_r für polarisierte und unpolarisierte Sensoren ist in Abbildung 2.21 zu sehen. Diese wurde rechnerisch aus der Kapazität ermittelt. Die Kapazitätsänderung auf Grund der berechneten Dickenänderung wurde bereits berücksichtigt. Es wurden zwei baugleiche Sensoren mit einem Durchmesser von 7,8 mm und einer Höhe von 2 mm aus dem Material Sonox[®] P8 verwendet. Zu sehen ist, dass sich die Dielektrizitätszahl für die polarisierten Sensoren wie erwartet stärker ändert als bei den unpolarisierten [Sat14] [LW08] [PP94].

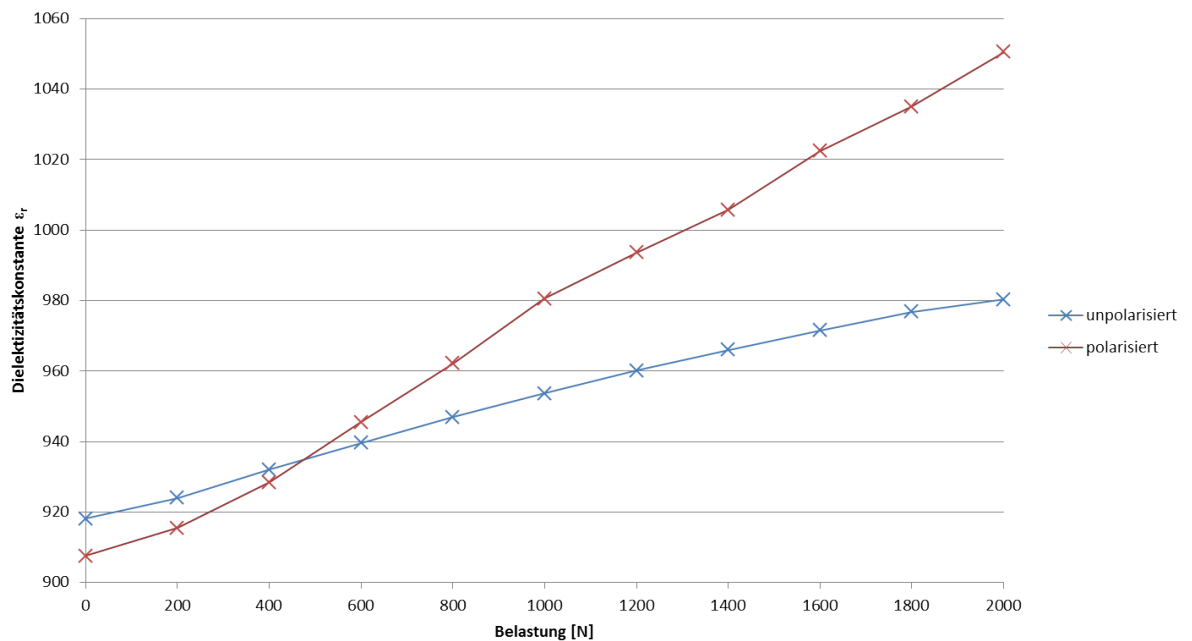


Abb. 2.21.: Veränderung der relativen Dielektrizitätszahl bei unpolarisierten und polarisierten Sensoren bei Belastung.

3. Messaufbau

Um den Sensor zu untersuchen, musste es möglich sein, eine definierte Belastung oder auch einen Belastungszyklus automatisiert auf den Sensor beziehungsweise das Sensorsystem aufzubringen und gleichzeitig die Kapazität messen zu können. Hierfür wurden Messaufbauten entwickelt. Diese Messungen fanden an der Hochschule Landshut und bei der CeramTec GmbH in Lauf an der Pegnitz statt. Des Weiteren mussten die Sensoren so kontaktiert werden, dass eine schräge oder punktuelle Belastung keine Verfälschung der Messergebnisse zur Folge hatte. Auch ein Verbiegen der Sensoren sollte verhindert werden.

3.1. Pneumatische Anlage

An der Hochschule Landshut wurde eine pneumatische Anlage aufgebaut, um definierte Belastungen zum Test auf den Sensor aufzubringen und Belastungszyklen simulieren zu können. Die Kraft wird durch einen Stempel, der mittels Druckluft nach unten gedrückt wird, auf den Sensor bzw. das Gehäuse übertragen. Die Ansteuerung erfolgt über eine Siemens S7. Bei dieser können die Parameter entweder direkt am Touch-Display gesetzt werden oder über ein MatLab-Programm am PC mit anschließender Übertragung auf die S7. Hierbei waren bis zu 30 Belastungswerte mit der dazugehörigen Zeit einstellbar und eine Schleifenanzahl, wie oft die Belastungszyklen durchlaufen werden sollten. In Abbildung 3.1 ist die Anlage zu sehen. Die tatsächlich aufgebrachte Kraft wurde über eine Kraftmessdose 1010DTN der Firma Interface über den Messverstärker Quantum X von HBM mit Hilfe der Software Catman aufgenommen. Dies war nötig, da die pneumatische Anlage erhebliche Toleranzbereiche auf Grund der Schaltzeiten der Magnetventile abhängig von der aufzubringenden Kraft besitzt. Die Kapazität wurde über das LCR-Meter 4263B von Agilent gemessen, solange nicht die eigens entwickelte

3. Messaufbau

Auswerteschaltung verwendet wurde. Es wurde ein 4-Leiter Messadapter mit verdrehten Leitungen verwendet. Die Messfrequenz musste hierbei weit unter der Eigenfrequenz liegen, daher wurde üblicherweise mit 1 KHz gemessen.

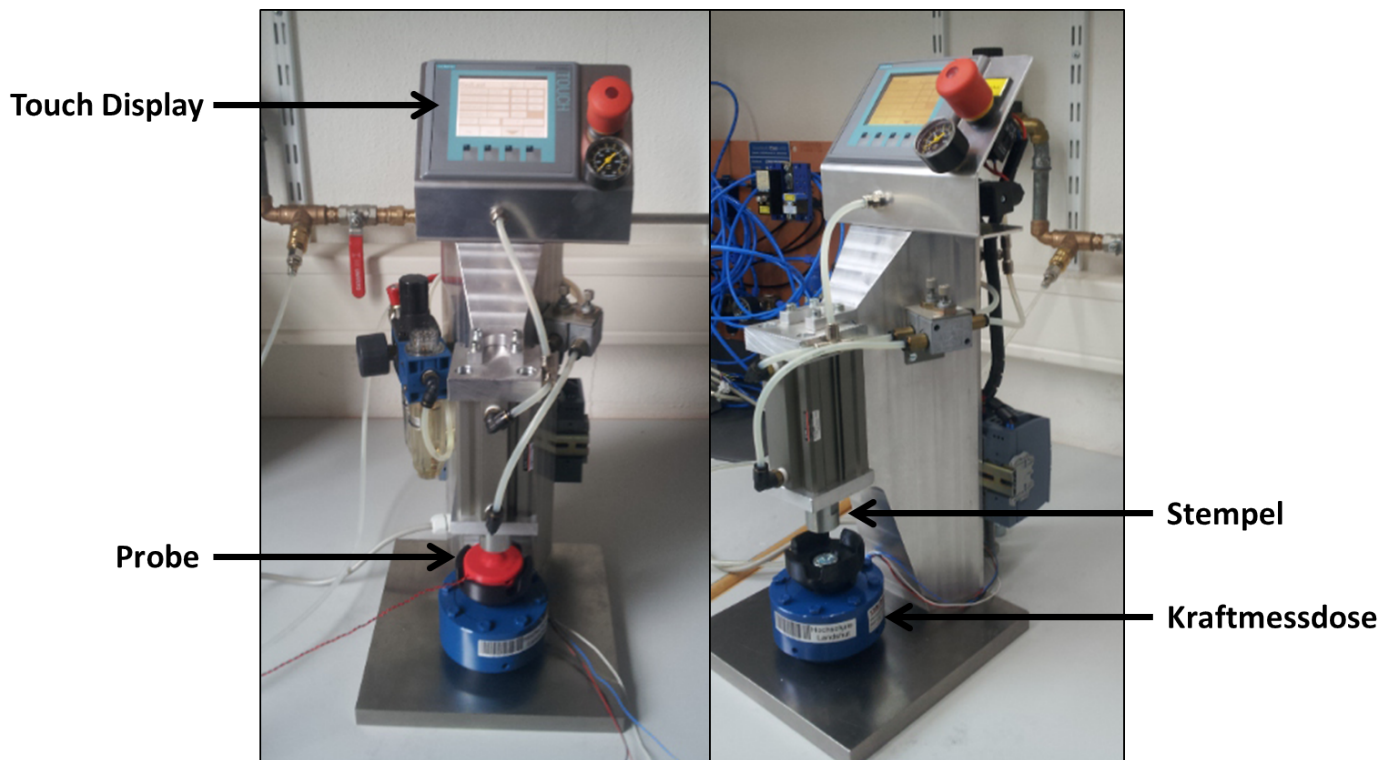


Abb. 3.1.: *Pneumatische Anlage, konzipiert und realisiert an der Hochschule Landshut. Diese wurde verwendet, um definierte Belastungen auf den Sensor aufzubringen*

3.2. Messstation der CeramTec GmbH

Zur Ermittlung der optimalen Sensoreigenschaften wurde an der CeramTec GmbH eine weitere Messstation aufgebaut. Hierbei wird mittels eines zweifach geführten Jochs eine definierte Kraft auf einen Sensor ausgeübt. Eine Kraftmessdose der Firma Interface überprüft diese. Zur Bestimmung des Kraft- Kapazitätsverlaufs wurde ein Ladungsverstärker aufgebaut, um störungsfreie und zeitunabhängige Messungen zu erlauben. Des Weiteren wurden das LCR-Meter HM8118 von Rohde & Schwarz und ein Voltmeter verwendet. Die Messwertaufnahme erfolgte automatisiert über ein LabView-Programm. Später wurde die Belastung mittels Piezoaktoren aufgebracht, da hier eine genauere Ansteuerung möglich war.

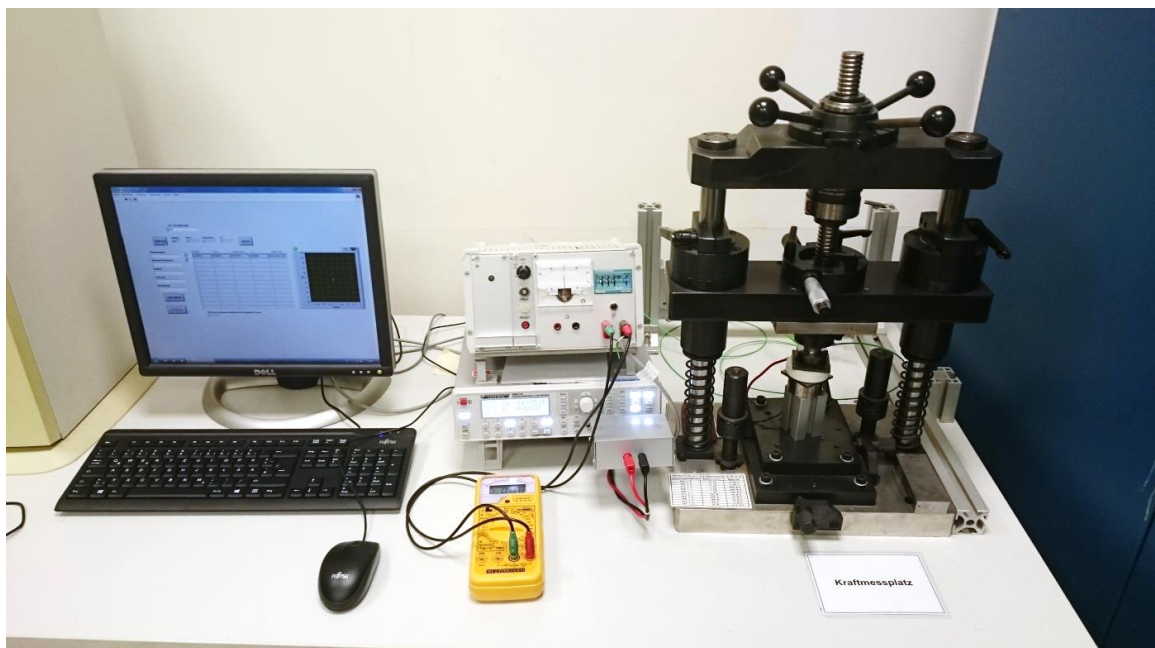


Abb. 3.2.: Messstation der Firma CeramTec, die über einen Schraubstock eine definierte Kraft auf den Sensor aufbringt.

3.3. Kontaktierung des Sensors

Die verwendeten Sensoren wurden mit Silberelektroden, die mittels Siebdruck aufgebracht wurden, gefertigt, um eine Kontaktierung zu ermöglichen. Eine direkte Kontaktierung mit Kabeln war bei den Tests nicht möglich, um den Kraftschluss nicht zu behindern, da es keine seitliche Kontaktierungsmöglichkeiten gab. Daher wurden die Sensoren über zwei Messingelektroden kontaktiert. Diese verhinderten durch ihre mechanischen Eigenschaften auch ein Verbiegen des Sensors, falls die Kraft punktuell oder schräg aufgebracht wird.

Hierbei war eine größtmögliche Ebenheit der Elektroden nötig, da bereits kleine Erhebungen zu einer punktuellen Belastung führen können und so zum Bruch des keramischen Sensorelements. In Abbildung 3.3 sind die Aufnahmen einer Untersuchung mit einem 3D-Profilometer an einer schlecht gefertigten Elektrode zu sehen, die zum Bruch des Sensorelements bei Belastungen führte. Die unerwünschte Erhöhung hat die Ursache im zerspanenden Fertigungsprozess der Messingelektroden, die Elektroden werden durch Drehen gefertigt. Dabei wird das Werkzeug von außen nach innen geführt, somit kann in der Mitte eine Erhöhung zurück bleiben. Diese ist mit bloßem Auge nicht zu erkennen und hat laut

3. Messaufbau

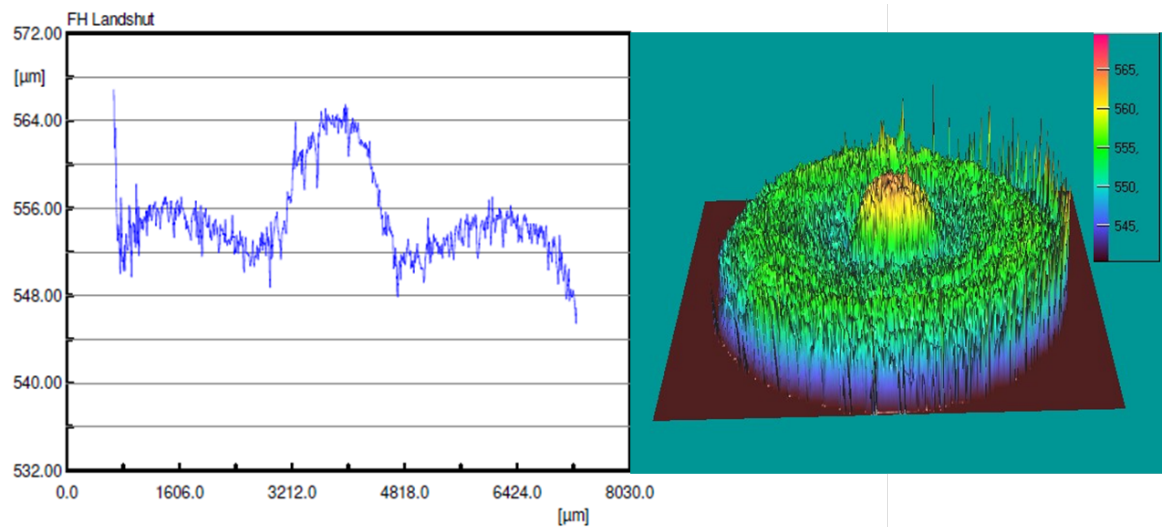


Abb. 3.3.: Untersuchungen mittels eines 3D-Profilometers an einer ungeschliffenen Elektrode, deren Erhöhung in der Mitte zum Bruch der Sensoren bei Belastung geführt hat.

Messung bei der untersuchten Elektrode eine Höhe von etwa $10\ \mu\text{m}$. Dies reichte bereits aus, um zum Bruch des Sensors zu führen. Um den Bruch der Sensoren zu verhindern, wurden die Elektroden entsprechend abgeschliffen.

4. Festlegung der Sensorparameter

Im folgenden Kapitel werden die Einflüsse der Variationen der Sensorparameter auf die Auswertung des Sensors aufgezeigt. Wie in Kapitel 2 beschrieben, fiel die Wahl für den zu verwendenden Sensor auf eine kapazitiv ausgewertete Piezokeramik. Vielfältige Versuche ergaben eine innerhalb der Messzeit hinreichende Messgenauigkeit und einen geringen Stromverbrauch bei der Messung, wenn die Veränderung der Kapazität bei Krafteinwirkung gemessen wurde. Um die Ergebnisse zu optimieren, wurde in einem ersten Schritt untersucht, welches das am besten geeignete Material für diese Messmethode ist. Anschließend wurde überprüft, ob sich polarisierte oder unpolarisierte Sensoren besser eignen. Als nächstes wurde die für die Anwendung ideale Geometrie gesucht, indem Durchmesser und Höhe variiert wurden, soweit es die Vorgaben für die Verwendung zuließen.

Die im Folgenden beschriebenen Messungen wurden durch die Hochschule Landshut und durch die CeramTec GmbH durchgeführt.

4.1. Material

Ziel dieser Versuchsreihen war es, das am besten geeignete Sensormaterial für die Messung einer Druckbelastung von unter 2 Hz im Bereich von 0 N bis 1 500 N mittels Kapazitätsmessung zu bestimmen. Das Sensormaterial sollte einen möglichst linearen, steilen Anstieg der Kapazität bei wachsender Belastung besitzen und mechanisch stabil sein. Da das Gehäuse, wie in Kapitel 7.3.1 beschrieben, so konstruiert wurde, dass die Belastung maximal direkt über den Sensor abgeleitet wird, muss der Sensor durch mögliche Überbelastungen zum Beispiel beim Stolpern einer Belastung bis zu 10 000 N standhalten. Das bedeutet, dass bei der

4. Festlegung der Sensorparameter

hier kleinen angestrebten Geometrie des Sensors mit z.B. einem Durchmesser von 7,8 mm der Sensor einem Druck von bis zu 200 MPa standhalten muss. Zur Verfügung standen im Rahmen des Projekts nur Werkstoffe der Firma CeramTec.

Da die relative Dielektrizitätskonstante ϵ_r vom Verhältnis von PbZrO_3 zu PbTiO_3 abhängt, wie in Abbildung 4.1 dargestellt ist, spielt die Zusammensetzung des Materials für den vorliegenden Fall eine Rolle.

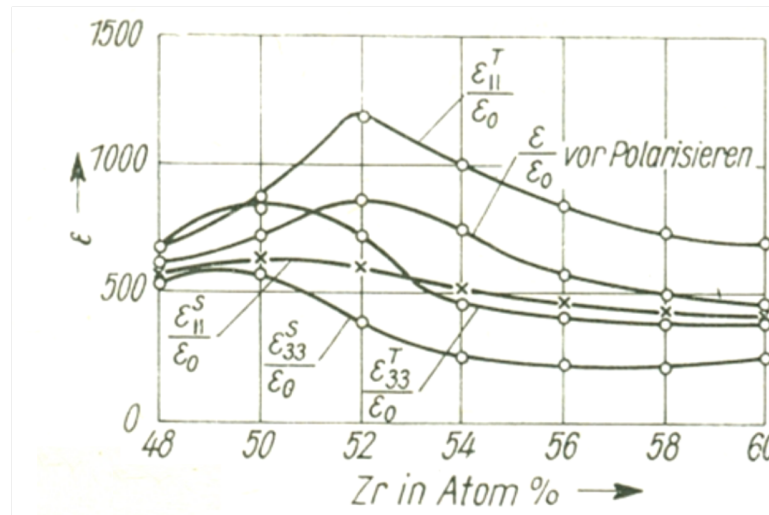


Abb. 4.1.: Änderung der Dielektrizitätskonstanten der PZT-Keramik in Abhängigkeit des Zirkonanteils [BBG+76].

Hierzu werden einige Parameter erläutert [Cer] [Phy11] [TG80]:

Die relativen Dielektrizitätszahlen ϵ_r geben das Verhältnis von absoluter Dielektrizitätszahl zu der Dielektrizitätszahl im Vakuum an. Die Indizes geben die Abhängigkeit der Dielektrizitätszahl von der Richtung des elektrischen Feldes und der dielektrischen Verschiebung an. So ist $\epsilon_{33}^T/\epsilon_0$ die relative Dielektrizitätskonstante in Polungsrichtung, wenn das elektrische Feld in Polungsrichtung anliegt bei konstanter mechanischer Spannung. Bei $\epsilon_{11}^S/\epsilon_0$ liegen das elektrische Feld und die dielektrische Verschiebung senkrecht zur Polungsrichtung bei konstanter Deformation.

Der Verlustfaktor $\tan \delta$ gibt das Verhältnis von Verlustleistung zu Blindleistung bei sinusförmiger Ansteuerung an (üblicherweise bei 1 KHz gemessen).

Die Curietemperatur T_C ist die Temperatur, bei der die Dielektrizitätszahl ihr Maximum erreicht. Oberhalb dieser Temperatur verliert eine Piezokeramik ihre piezoelektrischen Eigenschaften, der aufgeprägte Polarisationszustand geht verloren.

4. Festlegung der Sensorparameter

Die Frequenzkonstante N (Serienresonanzfrequenz \times frequenzbestimmende Abmessung) beschreibt den Zusammenhang zwischen der Resonanzfrequenz und der Geometrie des Körpers. Die Indizes bezeichnen die entsprechende Schwingungsrichtung.

Der Kopplungsfaktor k ist ein Maß für die Effizienz des piezoelektrischen Effekts mit

$$k^2 = \frac{\text{gespeicherte mechanische Energie}}{\text{gesamte aufgenommene Energie}} \quad (4.1)$$

Die Indizes geben die Art der Schwingung an.

Die Ladungskonstanten d gibt das Verhältnis von entstehender Ladung zur aufgetragenen Kraft an. Die Indizes kennzeichnen Polarisationsrichtung und Richtung des angelegten elektrischen Felds.

Die Spannungskonstante g drückt das Verhältnis von erzeugter elektrischer Feldstärke zu beaufschlagter mechanischer Spannung aus.

Die elastische Nachgiebigkeit S ist das Verhältnis zwischen der Dehnung und der aufgetragenen mechanischen Spannung und somit der Kehrwert des Youngschen Moduls.

Die mechanische Güte Q_m ist die Amplitudenüberhöhung eines oszillierenden piezoelektrischen Bauteils in Resonanz. Der reziproke Wert ist der mechanische Verlustfaktor, also das Verhältnis aus Wirk- und Blindwiderstand im Ersatzschaltbild eines piezoelektrischen Resonators im Resonanzfall. Die mechanische Güte Q_m wird wie folgt berechnet:

$$Q_m = \frac{f_p^2}{2 \cdot \pi \cdot f_s \cdot Z_s \cdot C \cdot (f_p^2 - f_s^2)} \quad (4.2)$$

wobei f_p die Parallelresonanzfrequenz, f_s die Serienresonanzfrequenz, C die Kapazität und Z_s die Impedanz in Resonanz ist. Die mechanische Güte ist somit eine dimensionslose Messgröße, die die mechanischen Verluste des Bauteils im dynamischen Betrieb kennzeichnet.

Die Alterungsrate c gibt bei polarisierten Sensoren die relative Änderung pro Dekade seit der Polarisation an, wobei c_ϵ für die Alterungsrate der Kapazität, c_f

4. Festlegung der Sensorparameter

der Resonanzfrequenz und c_k des Koppelfaktors steht.

Die Bezeichnung *harte* und *weiche* PZT-Materialien bezieht sich auf die Dipol- bzw. Domänenbeweglichkeit und somit auch auf das Polarisations- und Depolarisationsverhalten. Weiche Piezokeramiken sind durch eine vergleichsweise hohe Domänenbeweglichkeit, also eine leichte Polarisierbarkeit, gekennzeichnet. Die in Kapitel 2.3.1 erläuterte Remanenzpolarisation P_r ist hierbei relativ klein, die Koerzitivfeldstärke $-E_C$ verhältnismäßig gering und die Hysteresekurve schmal. Die harten Piezokeramiken verhalten sich bei diesen Werten gegensätzlich, sie können hohen elektrischen und mechanischen Belastungen ausgesetzt werden [Jan13] [Tö10].

Es wurden folgende Werkstoffe untersucht (Datenblätter in Tabelle A.1):

Sonox[®] P4 (SP4): Dieses Material verträgt hohe elektrische Steuerspannungen sowie große mechanische (Druck-)Lasten und zeichnet sich aus durch geringe dielektrische Verluste und Dielektrizitätszahlen im Bereich zwischen 900 und 1400. Weitere Vorteile sind der hohe Gütewert von 500, die hohe Curietemperatur mit 325 °C und eine große Koerzitivfeldstärke. SP4 ist ein piezoelektrisch harter Werkstoff.

Sonox[®] P5 (SP5): Für diesen Werkstoff gibt es mehrere angebotene Variationen: *Sonox*[®] P5, *Sonox*[®] P502, *Sonox*[®] P504 und *Sonox*[®] P508. Es wurde *Sonox*[®] P502 gewählt, da dies ein speziell entwickelter Werkstoff mit hoher thermischer und zeitlicher Stabilität ist. Die Dielektrizitätszahlen liegen relativ hoch, im Bereich zwischen 875 und 1.950. Dieser Werkstoff hat eine große piezoelektrische Aktivität. Der Gütewert liegt bei 80. Der Werkstoff ist piezoelektrisch weich.

Sonox[®] P8 (SP8): Die Eigenschaften sind ähnlich denen des SP4, die Curietemperatur ist ähnlich hoch (305°C), jedoch ist der Gütefaktor mit 1 000 deutlich größer. SP8 ist ebenfalls ein piezoelektrisch harter Werkstoff.

4. Festlegung der Sensorparameter

Tabelle 4.1.: Vergleichender Überblick über die zur Wahl stehenden Materialien [Cer08]

Material		SP4	SP502	SP8
Dielektrische Eigenschaften				
Relative Dielektrizitätszahl ϵ_r				
$\epsilon_{33}^T/\epsilon_0$		1 300	1 850	1 000
$\epsilon_{33}^S/\epsilon_0$		660	875	540
$\epsilon_{11}^T/\epsilon_0$		1 535	1 950	1 250
$\epsilon_{11}^S/\epsilon_0$		885	1 260	800
Verlustfaktor $\tan \delta$	10^{-3}	3	12,5	2
Curietemperatur T_C	°C	325	335	305
Dielektrische Eigenschaften				
Frequenzkonstante	KHz x mm			
N_p		2 210	2 020	2 280
N_t		2 000	2 030	2 020
N_1		1 480	1 325	1 600
N_3		1 340	1 260	1 490
Kopplungsfaktor				
k_p		0,57	0,62	0,55
k_{31}		0,31	0,33	0,30
k_{33}		0,68	0,72	0,68
k_t	0,50		0,48	0,48
k_{15}		0,65	0,74	0,60
Ladungskonstante	10^{-12} C/N			
d_{33}		310	440	240
d_{31}		-130	-185	-95
d_{15}		455	560	380
Spannungskonstante g_{33}	10^{-3} Vm/N	26,9	26,9	27,1
Mechanische Eigenschaften				
Elastische Nachgiebigkeit	10^{-12} m ² /N			
S_{11}^E		14,9	18,5	11,4
S_{33}^E		18,1	20,7	13,7
Dichte ρ	10^3 kg/m ³	7,65	7,74	7,7
Gütefaktor Q_m		500	80	1 000
Stabilität				
Alterungsrate	%/Dekade			
c_ϵ		-4,5	-0,3	-3,0
c_f		1,0	0,15	0,8
c_k		-1,6	0,2	-2,0

4. Festlegung der Sensorparameter

Zum Vergleich der Sensormaterialien wurde ein definierter Messablauf festgelegt, anhand dessen die Massen verglichen wurden:

- zehn Durchgänge mit je zehnmal 1 000 N (Belastungszyklus 1)
- zehn Durchgänge von 0 N bis 2 000 N in 200 N Schritten (Belastungszyklus 2)

Diese Messzyklen wurden ausgewählt, um verschiedene Parameter zu untersuchen:

Beim ersten Messzyklus, Belastungszyklus 1, soll die Wiederholpräzision bei gleich hohen Messwerten aufgezeigt werden. Dazu wurde die Versuchsreihe an je drei Sensoren je Werkstoff durchgeführt. Diese wurden je fünf Sekunden mit 1 000 N belastet und die Kapazität während dieser Belastung gemessen.

Mit Hilfe des Belastungszyklus 2 werden die Linearität, die Empfindlichkeit und die Wiederholpräzision der verschiedenen Materialien im Anwendungsfall untersucht. Zu Beginn der Heilungsphase gilt eine Gewichtsbeschränkung für das betroffene Bein von nur 20 Kilogramm, dann folgt in den nächsten Wochen eine Steigerung bis zum vollen Körpergewicht (siehe 7.1). Hierzu wurde ein Sensor eines Werkstoffes in zehn Durchgängen zyklisch mit ansteigenden Belastungen von 0 N bis 2 000 N in Schritten von je 200 N belastet und dabei die Kapazität gemessen.

Belastungszyklus 1 Im Belastungszyklus 1 soll die Wiederholpräzision bei wiederkehrend gleich hohen Belastungen getestet werden. Dazu wurden je drei Sensoren je Werkstoff mit 1 000 N für fünf Sekunden belastet und anschließend für fünf Sekunden entlastet. Anschließend wurde die empirische Standardabweichung s analysiert und verglichen. Diese ist die Wurzel aus der korrigierten Stichprobenvarianz s^2

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (4.3)$$

Ziel ist hierbei festzustellen, welches Material eine möglichst geringe Standardabweichung besitzt. Diese ist ein Maß der Streuung und sollte für zuverlässige Messungen möglichst gering ausfallen.

4. Festlegung der Sensorparameter

Da es bei dieser Messung nur um die Wiederholpräzision ging, wurde der absolute Unterschied der drei Messungen nicht untersucht. Bei der Herstellung der Sensoren handelt es sich um Einzelstückfertigungen, daher ist eine kleine Streuung der Fertigungsparameter gegeben, die die Unterschiede bei den absoluten Werten erklären.

In Abbildung 4.2 wurden die Sensoren des Materials SP4 je zehnmal mit 1 000 N belastet und zwischen den Messungen entlastet. Die Wiederholpräzision bei diesem Werkstoff ist im Versuchsfall sehr gut, die Standardabweichung für alle drei Sensoren kleiner als die Auflösung des Messgeräts von einem pF.

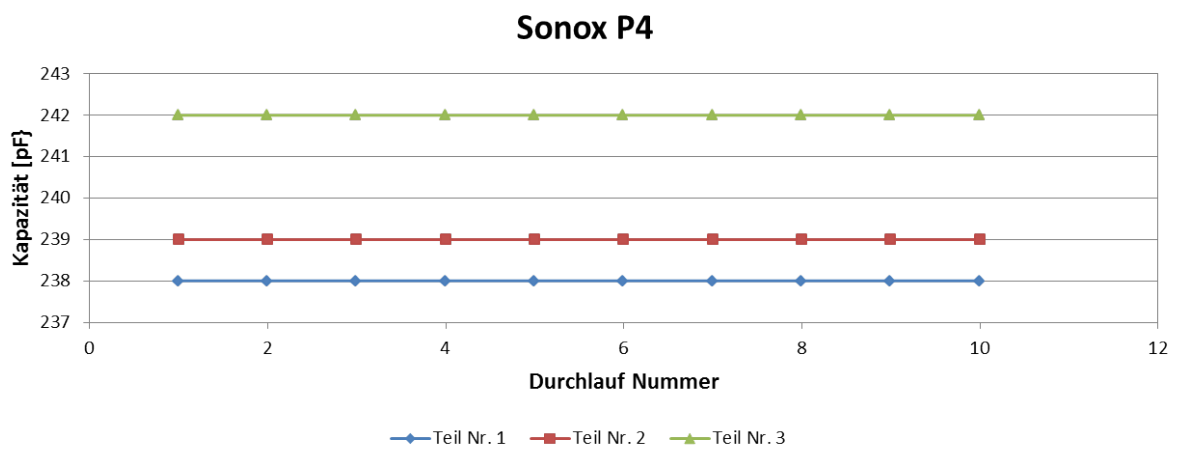


Abb. 4.2.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP4. Es wurden zehn Durchläufe mit drei Sensoren mit Belastungen mit 1 000 N durchgeführt.

Bei den Sensoren aus dem Werkstoff SP502 zeigt sich in Abbildung 4.3 die schlechtere Wiederholpräzision. Die empirische Standardabweichung beträgt für den ersten vermessenen Sensor 0,966 pF, für den zweiten Sensor 1,230 pF und für den dritten 0,632 pF¹.

¹Anmerkung: Die untere Schranke für die Standardabweichung aufgrund der endlichen Auflösung des Messgeräts mit $\text{Skalenschrittweite} / \sqrt{12} = 0,29 \text{ pF}$ wurde nicht eingehalten. Daher ist dieser Wert nur eingeschränkt aussagekräftig

4. Festlegung der Sensorparameter

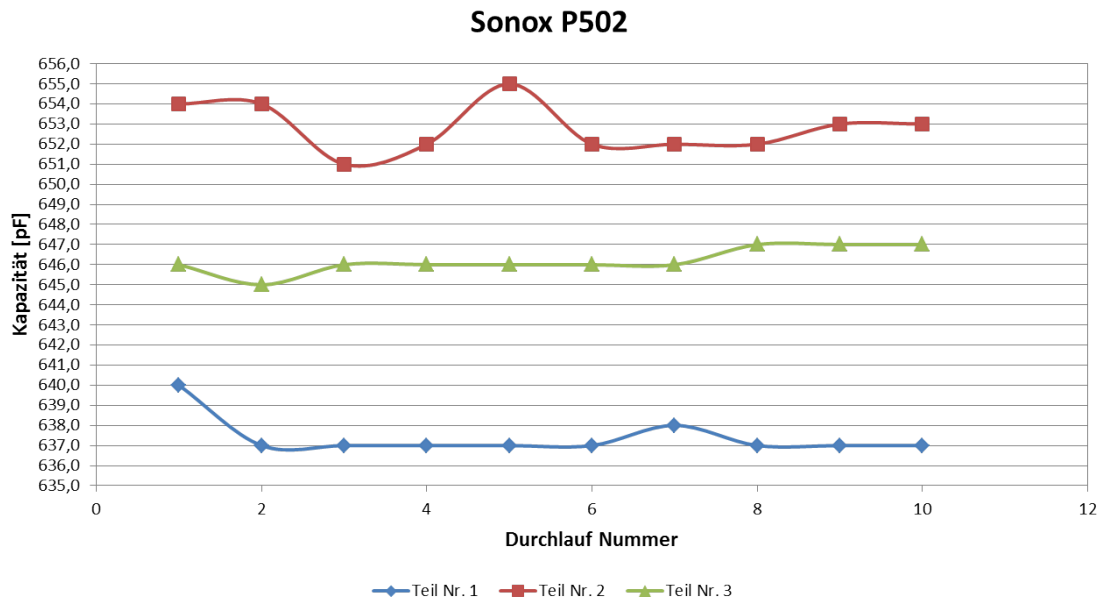


Abb. 4.3.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP502. Es wurden zehn Durchläufe mit drei Sensoren mit Belastungen mit 1 000 N durchgeführt.

In Abbildung 4.4 ist zu erkennen, dass die Wiederholpräzision bei der Messung, bei der Sensoren aus dem Werkstoff SP8 verwendet wurden, besser ist als bei den weichen Masse SP502, aber etwas schlechter als bei den ebenfalls harten Masse SP4. Die empirische Standardabweichung beträgt beim ersten vermessenen Sensor 0,876 pF, und bei den anderen beiden Sensoren ist sie kleiner als die Auflösung des Messgeräts.

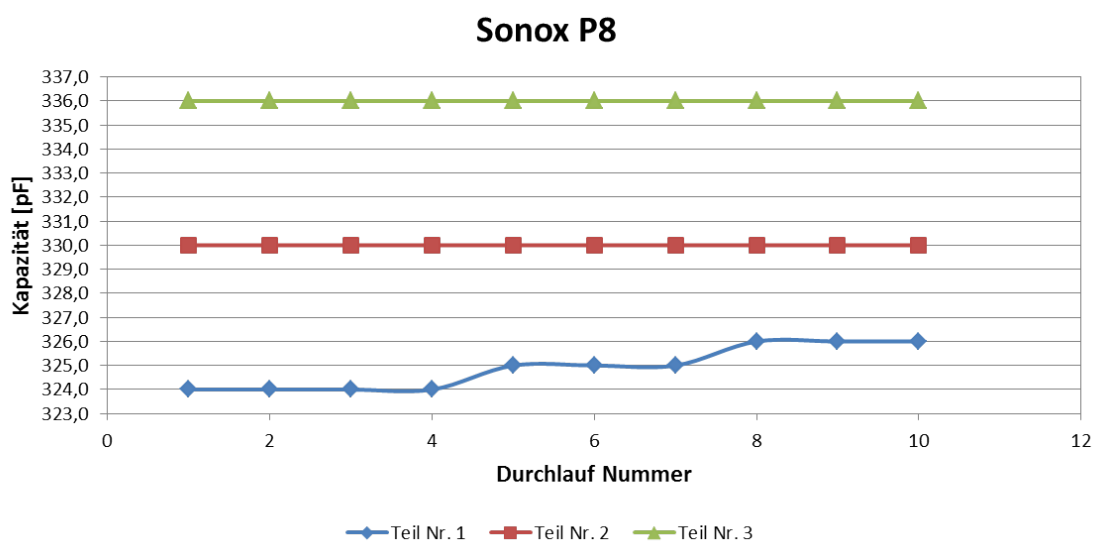


Abb. 4.4.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP8. Es wurden zehn Durchläufe mit drei Sensoren mit Belastungen mit 1 000 N durchgeführt.

4. Festlegung der Sensorparameter

In Tabelle 4.2 sind die Werte für die Standardabweichung aus den Messungen bei zehnmaliger Belastung mit 1 000 N für die verschiedenen Materialien vergleichend aufgeführt. Die Standardabweichung für die beiden harten Massen SP4 und SP8 sind gering, meist sogar kleiner als die Auflösung des Messgeräts. Die Standardabweichung der weichen Masse SP502 ist hoch.

Tabelle 4.2.: Vergleichender Überblick hinsichtlich der Standardabweichung bei drei Sensoren je Werkstoff bei zehnmaliger Belastung mit 1000 N

Material	SP4	SP502	SP8
Standardabweichung			
Sensor 1	< Auflösung	0,966 pF	0,876 pF
Sensor 2	< Auflösung	1,230 pF	< Auflösung
Sensor 3	< Auflösung	0,632 pF	< Auflösung

Belastungszyklus 2 Bei Belastungszyklus 2 wird ein Sensor des Werkstoffes zehnmal einer ansteigende Belastungskurve von 0 N bis 2 000 N in Schritten von 200 N ausgesetzt. Anschließend wird die Empfindlichkeit und das Bestimmtheitsmaß für einen linearen Modellansatz berechnet. Die Empfindlichkeit ist definiert als Änderung der Ausgangsgröße bezogen auf die verursachende Änderung der Eingangsgröße. Ist die Ausgangsgröße $y = f(x)$, kann die Empfindlichkeit aus der partiellen Ableitung

$$E = \frac{\delta y}{\delta x} \quad (4.4)$$

bestimmt werden. [Mü14]

Zusätzlich wird das Bestimmtheitsmaß R^2 , auch Determinationskoeffizient genannt, analysiert. Dieses drückt den Anteil der Varianz, der durch die unabhängige Variable x erklärt werden kann, an der gesamten Varianz der abhängigen Variablen y aus. Dieser Wert kann zwischen null und eins liegen, ein Bestimmtheitsmaß von eins würde bedeuten, dass die Residuen null sind, also alle vorhergesagten Werte den Referenzwerten entsprechen. Die erklärte Varianz wird aus

4. Festlegung der Sensorparameter

dem vorhergesagte Wert \hat{y} und dem Mittelwert \bar{y} berechnet.

$$R^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}_i)^2} \quad (4.5)$$

[Kes07]

Verwendet werden Sensoren mit einem Durchmesser von 10 mm und einer Höhe von 2 mm.

In Abbildung 4.5 wurde mit einem Sensor des Werkstoffs SP4 der Belastungszyklus 2 gefahren. Wie in dem Diagramm zu erkennen ist, wird das Ergebnis linearer und die Streuung kleiner, je öfter die Messreihe gefahren wird. Die Empfindlichkeit beträgt gemittelt über die 10 Messreihen 0,0239 pF/N. Das Bestimmtheitsmaß der Trendlinie über alle zehn Messreihen beträgt 0,9786, das bedeutet, dass sich 97,86% der Gesamtvarianz der gemessenen Werte y durch die Analytwerte x bei Annahme eines linearen Modells erklären.

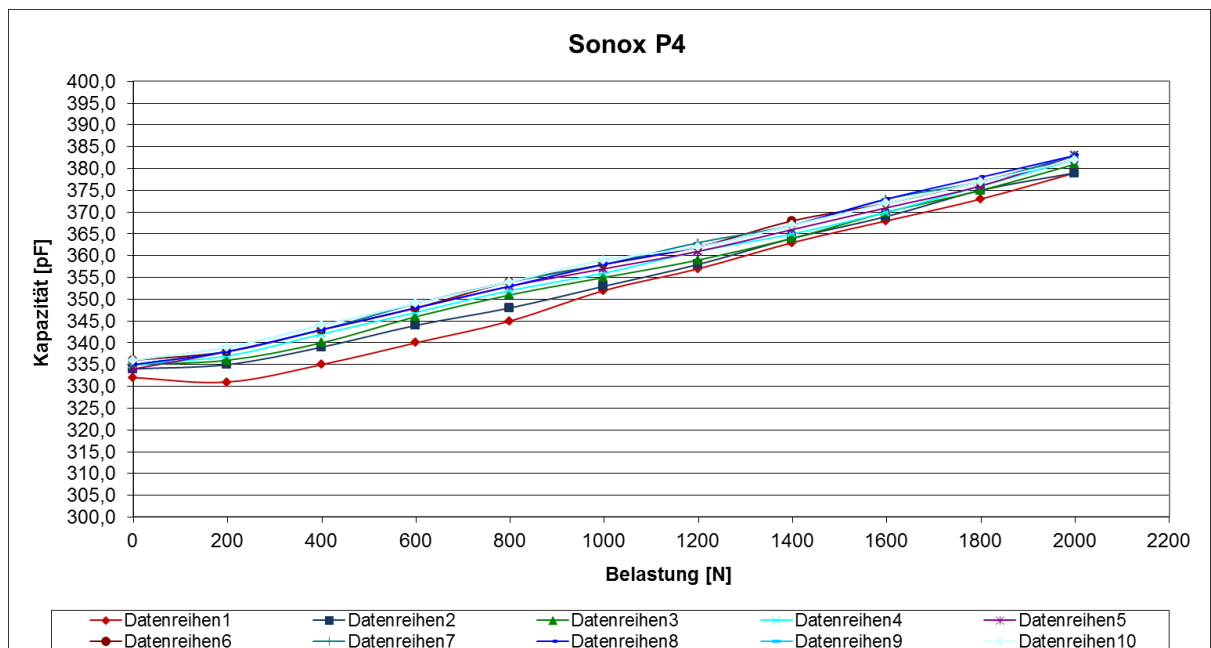


Abb. 4.5.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP4. Es wurden zehn Durchläufe mit Belastungen von 0 N bis 2000 N in Schritten von 200 N durchgeführt.

Bei der weichen Masse SP502 ist das Verhalten bei den Belastungen im Belastungszyklus 2 unstetiger, wie man in Abbildung 4.6 sieht. Die erste Messreihe unterscheidet sich stark von den späteren. Je häufiger die Belastung durchlaufen

4. Festlegung der Sensorparameter

wird, desto geringer wird die Streuung der Werte, und diese nähern sich der Trendgeraden an. Um zu verifizieren, dass die erste Messlinie nicht einen zufälligen Messverlauf darstellt, wurden mehrere Sensoren dieses Werkstoffs vermessen, die alle ein ähnliches Verhalten beim ersten Durchlauf zeigten. Aber auch für alle anderen Messreihen zeigt sich ein nichtlineares Verhalten im niedrigeren Belastungsbereich von 0 N bis 200 N, hier sinkt die Kapazität zunächst sogar. Dies liegt daran, dass SP502 eine weiche Masse ist und sich bei Belastung stärker verformt. Dadurch klappen Domänen leichter um, was zu dem unstetigen Verhalten führt. Weiche Piezokeramiken "erholen" sich nicht wie harte Keramiken von nichtlinearen Deformation im unteren Belastungsbereich: Während harte PZT-Keramiken sich bis zu einem Druck von 300 MPa parallel zur Polarisationsrichtung wieder von der nichtlinearen Deformation erholen, ist dies bei weichen PZT-Keramiken nur bei geringeren Belastungen unter 30 MPa der Fall [CE96]. Um die Empfindlichkeit und das Bestimmtheitsmaß mit den anderen Sensoren vergleichen zu können, wurde die erste Messreihe aus der Berechnung für diese Parameter ausgenommen. Die Empfindlichkeit liegt bei 0,0173 pF/N, und das Bestimmtheitsmaß über die neun Messreihen ist mit 0,954 deutlich schlechter als beim Werkstoff SP4. Die höhere Gesamtkapazität liegt in der leichteren Polarisierbarkeit und demzufolge in der höheren Dielektrizitätszahl ϵ_r (vergleiche Kapitel Charakterisierung).

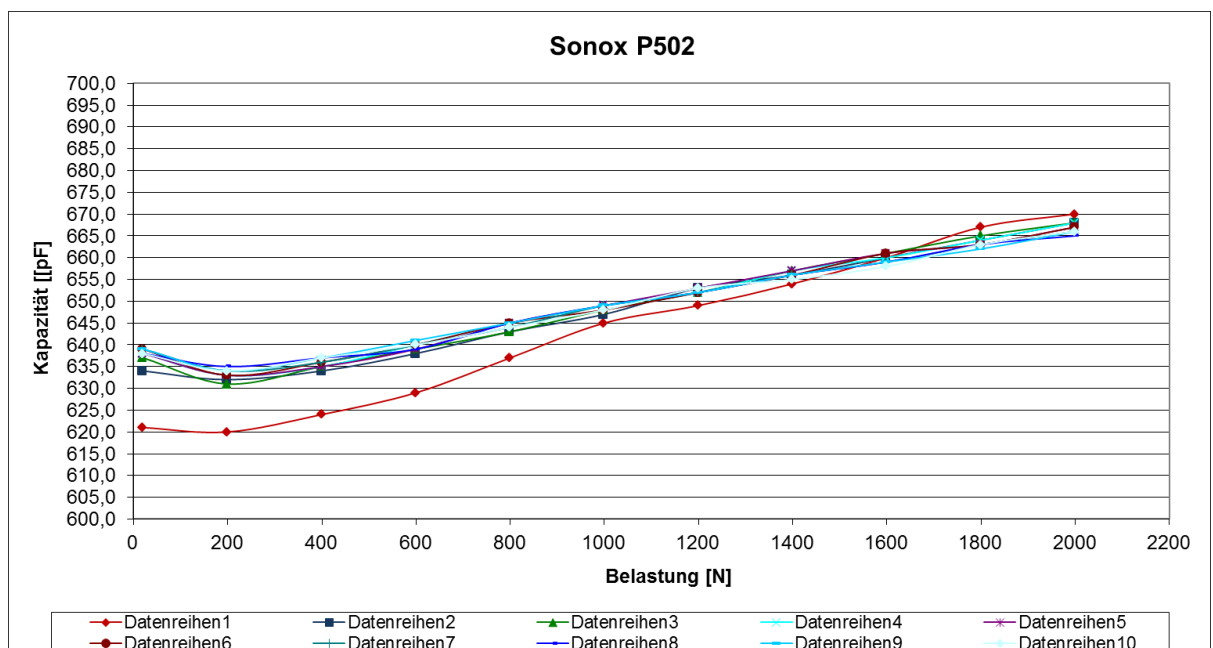


Abb. 4.6.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP502. Es wurden zehn Durchläufe mit Belastungen von 0 N bis 2000 N in Schritten von 200 N durchgeführt.

4. Festlegung der Sensorparameter

Als nächstes wurde der Sensor aus dem Material SP8 dem Belastungszyklus 2 unterzogen. Die Ergebnisse hierzu sind in Abbildung 4.7 zu sehen: der Werkstoff zeigt eine ähnlich lineare Kurve wie der ebenfalls harte Werkstoff SP4. Auch hier ist zu sehen, dass sich die Messwerte bei wiederholter Messung einander angleichen. Die Empfindlichkeit beträgt 0,0395 pF/N. Der Anteil der erklärten Varianz an der Gesamtvarianz ist mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,9884 größer als bei den anderen beiden Materialien.

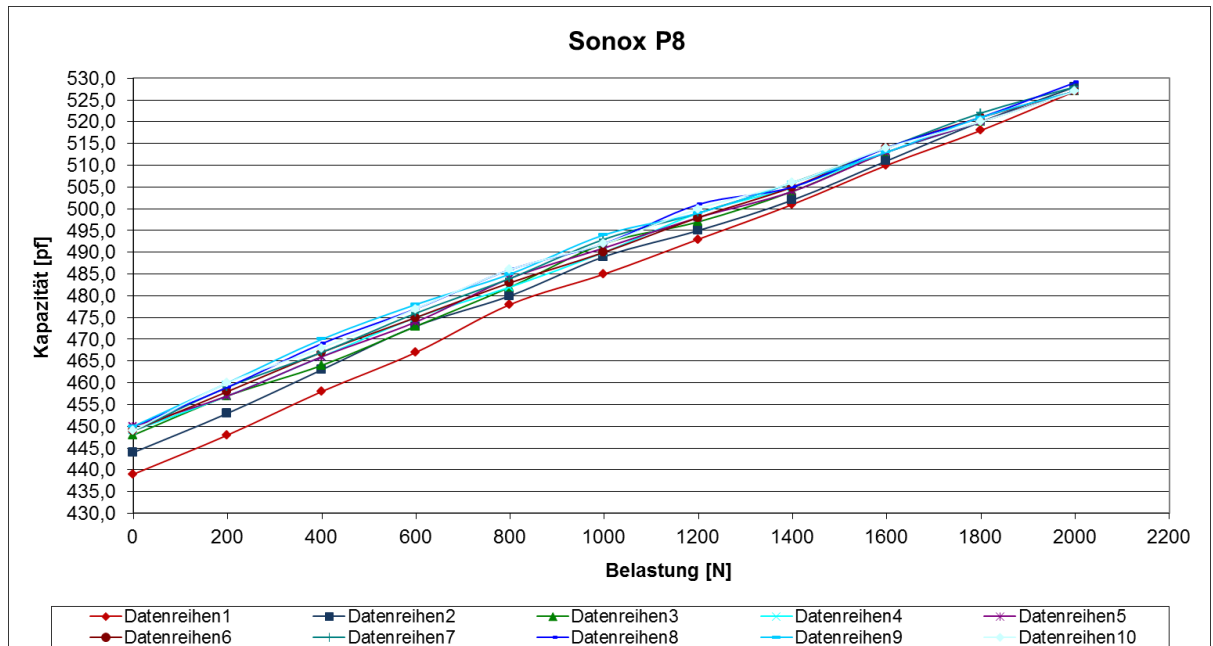


Abb. 4.7.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP8. Es wurden zehn Durchläufe mit Belastungen von 0 N bis 2000 N in Schritten von 200 N durchgeführt.

Die ermittelte Empfindlichkeit und das Bestimmtheitsmaß R^2 aus Belastungszyklus 2 sind in Tabelle 4.3 vergleichend aufgezeigt. Daraus ist abzulesen, dass der aus dem Werkstoff SP8 gefertigte Sensor um 65% empfindlicher ist als der aus dem Werkstoff SP4 und sogar um 128% empfindlicher als der aus SP502. Die Korrelation ist ebenfalls bei Werkstoff SP8 am besten und bei SP502 mit Abstand am schlechtesten.

4. Festlegung der Sensorparameter

Tabelle 4.3.: Vergleichender Überblick hinsichtlich Empfindlichkeit und Bestimmtheitsmaß der drei untersuchten Materialien beim zehnmaligen Durchlauf von 0 N bis 2 000 N

Material	SP4	SP502	SP8
Empfindlichkeit [pF/N]	0,0239	0,0173*	0,0395
Bestimmtheitsmaß R^2	0,9786	0,954*	0,9884

* diese Werte wurden nur über neun Messreihen ermittelt

Auf Grund der Ergebnisse aus den beiden Belastungszyklen wurde das Material SP8 als Sensormaterial festgelegt. Die höhere Empfindlichkeit bei annähernd gleicher Standardabweichung und das hohe Bestimmtheitsmaß war für diese Entscheidung ausschlaggebend.

Untersuchungen am Rasterelektronenmikroskop

Das Verhältnis zwischen Bleizirkonat und Bleititanat bestimmt dielektrische und piezoelektrische Kenngrößen. So hängt die Dielektrizitätszahl ϵ_{33} , der piezoelektrische Koeffizient d_{33} und die Deformation S_3 von deren Verhältnis ab. Erklärt werden kann dies durch die Domänenbildung und die Anzahl der unterschiedlichen Ausrichtungszuständen der Dipole. Zur genaueren Charakterisierung des Gefüges und der Mikrostruktur wurde ein Sensorelement am Rasterelektronenmikroskop (REM) der Hochschule untersucht. Das Sensorelement wurde hierfür gebrochen, um die Körner ohne Schnittflächen darzustellen. Verwendet wurde ein Merlin VP Compact von Zeiss. Auf Grund der hohen Tiefenschärfe ist ein REM hierfür bei unebenen Oberflächen besonders gut geeignet. Hierbei wird ein Elektronenstrahl gebündelt und so über die Probe geführt, dass diese vollständig in einem Raster abgefahren wird. Die Wechselwirkung der energiereichen Primärelektronen mit dem Objekt wird zur Bilderzeugung genutzt: die erzeugten Sekundär- und/oder Rückstrahlelektronen werden von Elektronendetektoren erfasst [MZ14].

In Abbildung 4.8 sind die Aufnahmen in verschiedenen Vergrößerungen der PZT-Keramik direkt (oben) und des Übergangs zwischen PZT-Keramik und Silberelektrode (unten) zu sehen.

4. Festlegung der Sensorparameter

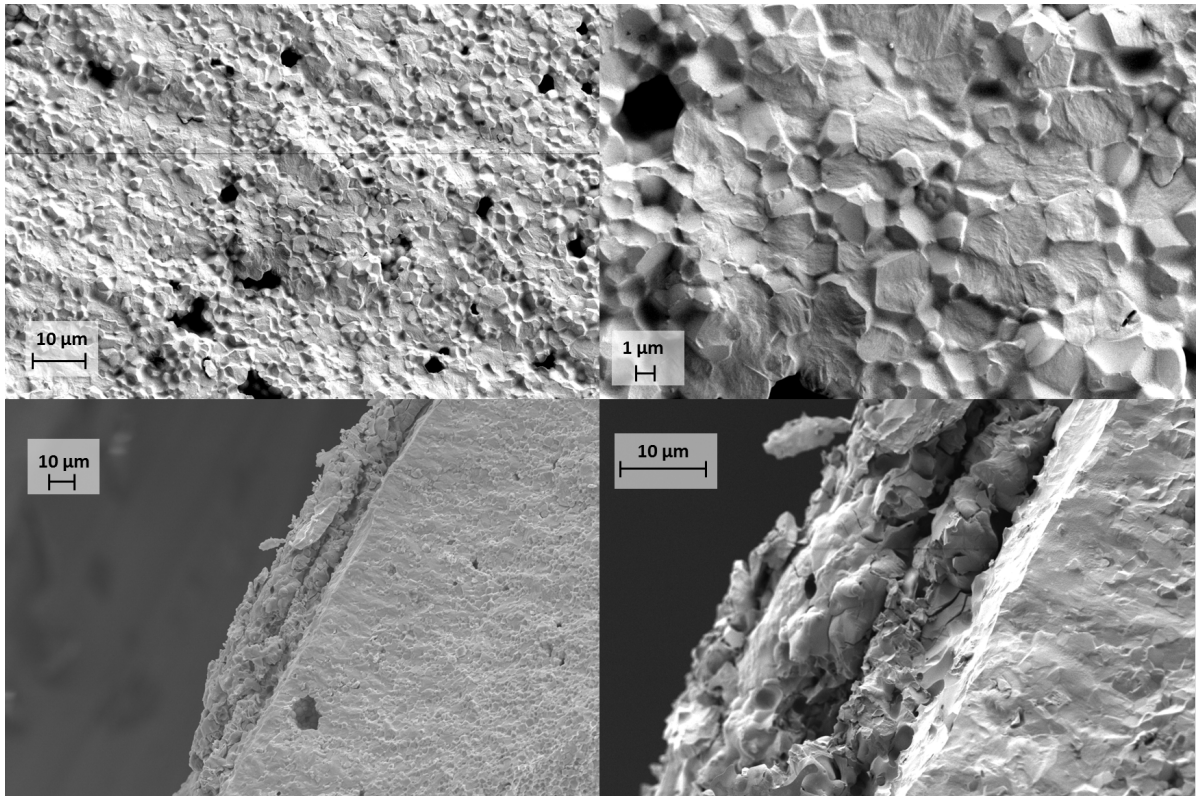


Abb. 4.8.: Aufnahmen der Untersuchungen am Rasterelektronenmikroskop. Oben: Aufnahmen der PZT-Keramik, unten: Aufnahmen des Übergangs zwischen PZT-Keramik und Silberelektrode.

Auf den Aufnahmen der PZT-Keramik erkennt man deutlich die einzelnen Körner des Materials, die teilweise auseinander gerissen wurden - erkennbar an der unebenen Bruchfläche - und teilweise intakt geblieben sind.

Oberhalb der Curietemperatur ist das Gitter kubisch raumzentriert. Unterhalb der Curietemperatur verzerrt sich das Gitter, diese Verzerrung hängt von dem molaren Zr/Ti-Verhältnis ab und kann demzufolge entweder überwiegend tetragonal oder rhomboedrisch sein, siehe Abbildung 4.9 [Sut05].

4. Festlegung der Sensorparameter

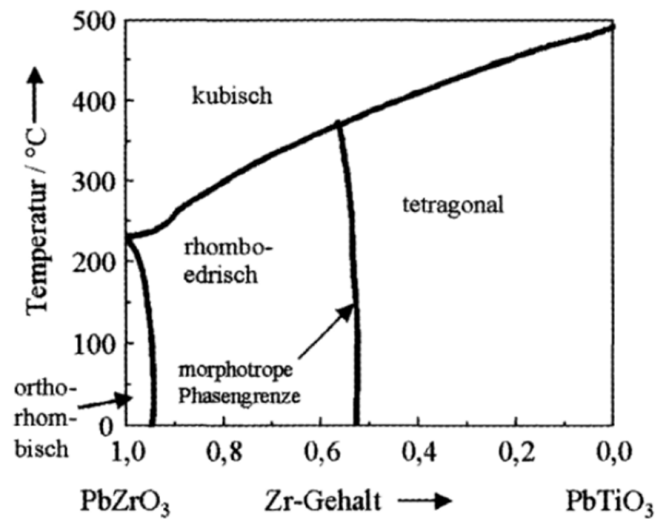


Abb. 4.9.: Phasendiagramm von PZT in Abhängigkeit des molaren Zr/Ti-Verhältnisses mit Richtung der spontanen Polarisation [ITM07].

Um die Zusammensetzung zwischen Bleizirkonat und Bleititanat zu ermitteln, wurde eine Energiedispersive Röntgenspektroskopie (EDX) vorgenommen. Hierbei werden die Atome in der Probe durch den Elektronenstrahl angeregt, diese geben dann eine charakteristische Röntgenstrahlung mit der für das jeweilige Element spezifischen Energie ab. Die vom Gerät erzeugten Primärelektronen stoßen Elektronen aus kernnahen Schalen der Probenatome heraus, in die so entstandenen Lücken fallen Elektronen aus den kernferneren Schalen. Die Energiedifferenz wird z.T. als Röntgenstrahlung emittiert, die für jedes Element charakteristisch ist. So kann auf die Zusammensetzung des untersuchten Materials gefolgert werden [SLGG08] [MZ14].

In Abbildung 4.10 sind die Ergebnisse der EDX-Analyse zu sehen. In Tabelle 4.4 ist das molare Massenverhältnis von Zirkonium zu Titan angegeben, es beträgt 2,00:1. Das Verhältnis von Bleizirkonat (PbZrO_3) zu Bleititanat (PbTiO_3) bestimmt die Verzerrung des Gitters unterhalb der Curietemperatur. Somit ist laut des Phasendiagramms in Abbildung 4.9 die Verzerrung überwiegend rhomboedrisch.

4. Festlegung der Sensorparameter

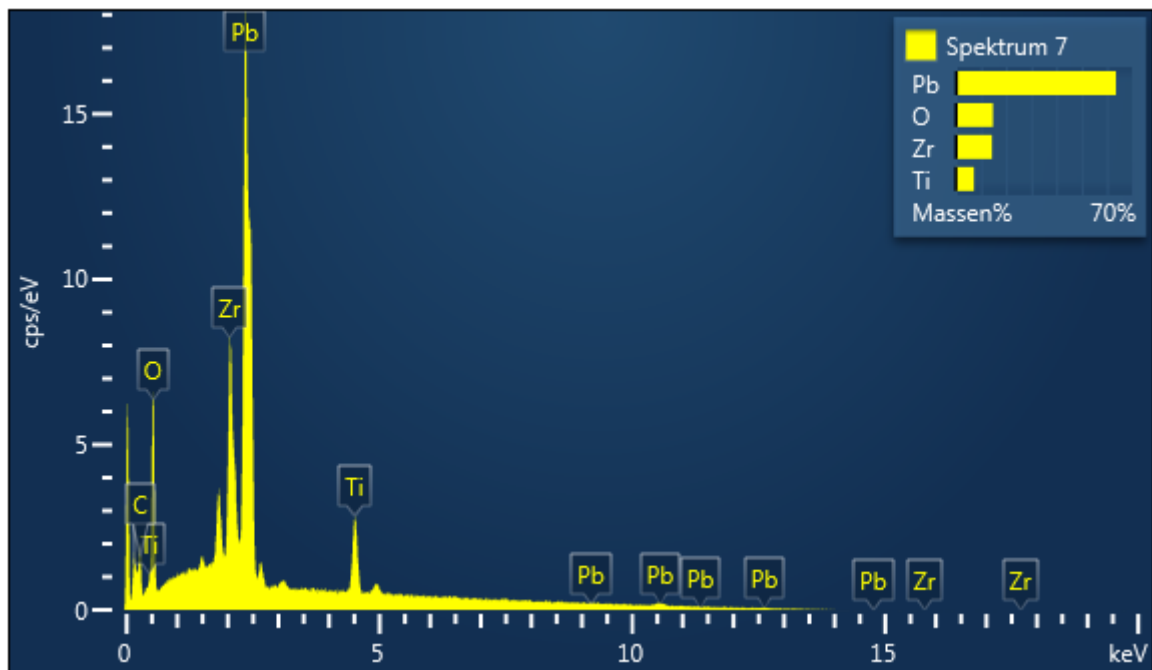


Abb. 4.10.: EDX-Analyse des Materials SP8.

Tabelle 4.4.: Zusammensetzung des Materials SP8 laut EDX-Analyse

Element	Massenprozent	Atomprozent
Pb	63,60	19,95
O	14,78	60,02
Zr	14,43	10,28
Ti	7,20	9,76

4.2. Polarisation

Ziel der durchgeführten Versuchsreihen war es, festzustellen, ob sich polarisierte oder unpolarisierte Sensoren besser für den geforderten Einsatzzweck eignen. Die Anforderungen lauten auch hier, dass eine Belastung im Bereich von unter 2 Hz im Bereich von 0 N bis 1500 N zuverlässig mittels Kapazitätsänderung gemessen und ausgewertet werden kann. Hierfür sollen die Sensoren einen möglichst linearen Anstieg mit hoher Empfindlichkeit besitzen. Zur Begründung des unterschiedlichen Verhaltens von polarisierten und unpolarisierten Sensoren siehe Kapitel 2.3.2.

4. Festlegung der Sensorparameter

Getestet wurden polarisierte und unpolarisierte Sensoren des ausgewählten Materials Sonox[®] P8 mit einem Durchmesser von 10 mm und einer Höhe von 2 mm. Wie in Abbildung 4.11 zu sehen ist, unterscheiden sich polarisierte und unpolarisierte Sensoren hinsichtlich ihrer Empfindlichkeit und der Linearität der Abhängigkeit der Kapazität von der aufgetragenen Kraft. Die Empfindlichkeit bei den polarisierten Sensoren beträgt 0,0219 pF/N, bei den unpolarisierten hingegen nur 0,0128 pF/N. Sie ist also bei den polarisierten Sensoren erheblich größer.

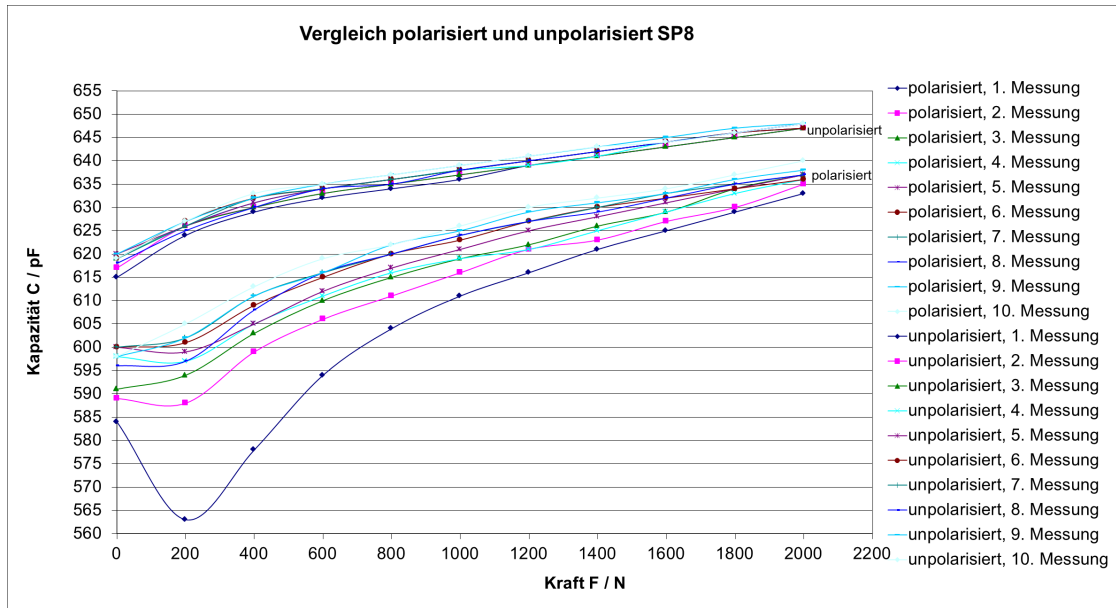


Abb. 4.11.: Vergleich von polarisierten und unpolarisierten Sensoren unter Belastung.

In Abbildung 4.12 und Tabelle 4.5 sind die Standardabweichungen bei zehnmaliger Messung des Belastungszyklus von 0 N bis 2000 N in 200 N-Schritten bei unpolarisierten und polarisierten Proben zu sehen. Es ist zu erkennen, dass die Standardabweichung bei den polarisierten Sensoren erheblich größer ist als bei den unpolarisierten. Eine hohe Standardabweichung beeinflusst die Zuverlässigkeit der Messergebnisse negativ.

4. Festlegung der Sensorparameter

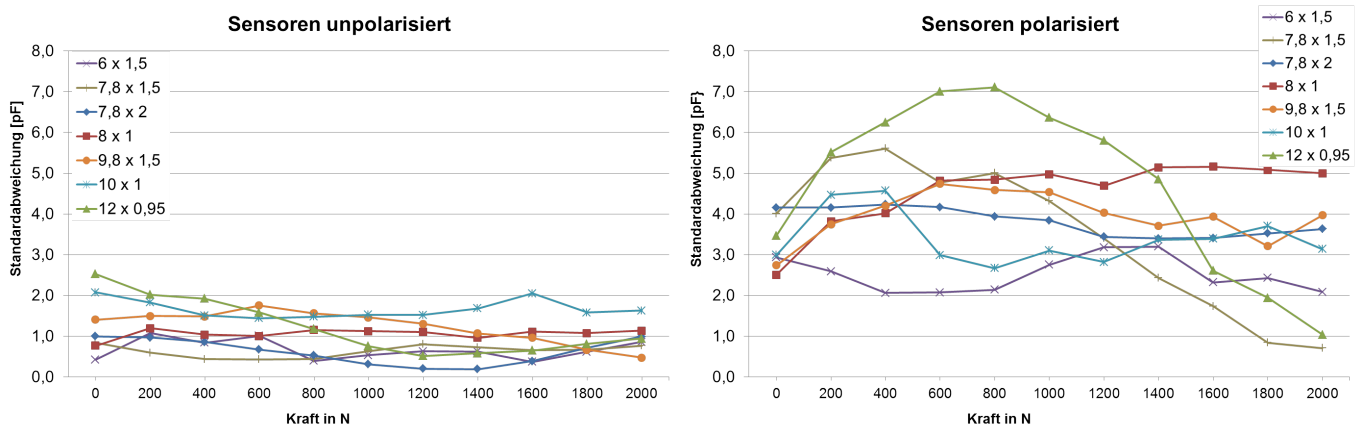


Abb. 4.12.: Vergleich der Standardabweichung der Kapazität bei Belastung bei polarisierten und unpolarisierten Sensoren.

Tabelle 4.5.: Vergleich der Standardabweichungen bei polarisierten und unpolarisierten Sensoren bei Belastung bei mehreren Geometrien.

Durchmesser x Höhe	Standardabweichung	
	unpolarisiert	polarisiert
6 mm x 1,5 mm	0,671 pF	2,568 pF
8 mm x 1,0 mm	0,637 pF	3,472 pF
7,8 mm x 1,5 mm	0,620 pF	3,808 pF
7,8 mm x 2,0 mm	1,060 pF	4,549 pF
9,8 mm x 1,5 mm	1,239 pF	3,946 pF
10,0 mm x 1,0 mm	1,665 pF	3,383 pF
12,0 mm x 0,95 mm	1,224 pF	4,723 pF

In Bezug auf Empfindlichkeit wären somit die polarisierten Sensoren zu bevorzugen, allerdings ist die Standardabweichung viel höher als bei unpolarisierten Sensoren. Dies liegt, wie man in Abbildung 4.11 sehen kann, an dem unsteten Verhalten des Sensors, besonders beim ersten Durchlauf der Messung. Dieses Verhalten tritt nicht nur bei der ersten Belastung des Sensors auf, sondern wiederholt sich, wenn der Sensor eine Ruhezeit von mehreren Stunden durchlaufen hat.

Ein weiterer Vorteil der polarisierten Sensoren neben der erhöhten Empfindlich-

keit wäre, dass durch den piezoelektrischen Effekt ein Impuls ausgelöst werden könnte, um die Messung zu starten. Somit könnte das System während Ruhephasen in einen Stand-By-Modus versetzt werden, aus dem der Impuls es wieder wecken würde.

Es ergaben sich allerdings weitere Probleme bei der Verwendung der gewählten Auswertemethode. Die durch den Piezoeffekt erzeugten Ladungen bei Einwirkung von Druck stören die Messungen und beeinflussen das Messergebnis, siehe Kapitel 5.3. Aus diesen Gründen fiel die Wahl letztendlich auf die Verwendung unpolarisierter Sensoren.

4.3. Geometrie

Nach Festlegung des geeigneten Materials und der geeigneten Polarisation war das Ziel der nächsten Versuchsreihen, die bestmöglichen Parameter für die Geometrie zu bestimmen. Die maximale erlaubte Höhe des Sensorsystems beträgt 2,5 cm, da ansonsten ein Höhenausgleich für das Bein ohne Überwachung erforderlich wäre. Da auch Elektroden und das Gehäuse einberechnet werden müssen, hat das Sensorelement eine erlaubte Höhe von maximal 0,3 cm. Das Sensorsystem muss Platz unter dem Fuß finden und soll auch in Schuhe eingelegt werden, daher darf die Fußsohlengröße nicht überschritten werden. Dies bedeutet, das System darf einen maximalen Durchmesser unter der Ferse von 5,5 cm nicht überschreiten. Abzüglich der Wandstärke des Gehäuses und des benötigten Bauraums für die der Schrauben zum Verschließen des Gehäuses (siehe Kapitel 7.3) ist somit ein maximaler Durchmesser von 2 cm gegeben. Da beim Stolpern oder Treppensteigen Belastungen bis zum 8,7-fachen des Körpergewichts [BGR93] aufgebracht werden können, muss der Sensor einer Belastung von über 5 000 N standhalten. Dies muss bei einer Verringerung des Durchmessers berücksichtigt werden, um nicht eine zu große Belastung pro Quadratmillimeter zu erhalten. Zur Erhöhung der Festigkeit bei Druckbeanspruchung wurden die Kanten der Sensoren angefast (siehe Abbildung 4.13); Sensoren mit angefasten Kanten erwiesen sich im Test als bruchfester. Tests ergaben eine erhöhte Festigkeit bei ansonsten annähernd gleichbleibenden Eigenschaften. Zur Verfügung standen die von CeramTec angebotenen Geometrien.

4. Festlegung der Sensorparameter

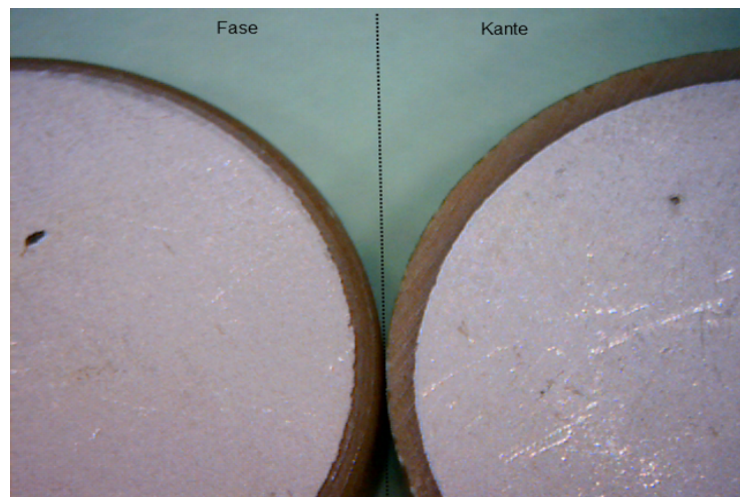


Abb. 4.13.: *Durch Pressen mit Fase und anschließendem Scheuern konnten Ausbrüche bei Belastung an den Kanten der Sensorelemente vermieden werden.*

Die Auswahlkriterien sind hierbei eine möglichst geringe Streuung der Messwerte, Linearität der Werte und eine hohe prozentuale Änderung der Kapazität, um eine zuverlässige Ermittlung der Belastung zu erhalten. Es wurde erst die Höhe des Sensors variiert, im Anschluss der Durchmesser. Abschließend wurden mehrere Geometrien, bei denen sich Durchmesser und Höhe unterschieden, verglichen.

Hierzu wurden zwei Belastungszyklen betrachtet: es wurde jeweils von 0 bis 2000 N in 200 N-Schritten belastet, beim Belastungszyklus 1 mit Entlasten zwischen den einzelnen Schritten und bei Belastungszyklus 2 ohne Entlasten zwischen den Belastungsschritten, siehe Abbildung 4.14.

Analysiert wird die prozentuale Änderung der Kapazität des Sensors während der Belastungszyklen, um die Linearität und die Empfindlichkeit der verschiedenen Geometrien im Anwendungsfall zu untersuchen. Hierfür wird jeder Sensor zwanzigmal dem Belastungszyklus in Folge unterzogen und der Mittelwert aus den Messungen gebildet. Zusätzlich wird die Standardabweichung überprüft, um die Wiederholpräzision zu testen (vergleiche Kapitel 4.1).

4. Festlegung der Sensorparameter

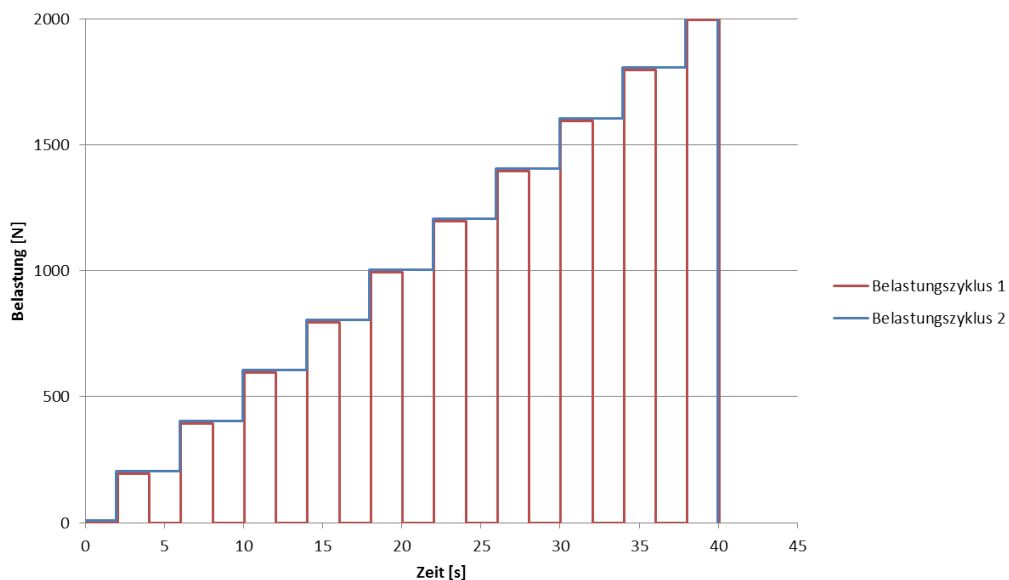


Abb. 4.14.: Belastungsverlauf der Tests zur Bestimmung der idealen Parameter der Geometrie. Der Belastungszyklus 1 erfolgte mit Entlasten zwischen den einzelnen Belastungsschritten, Belastungszyklus 2 ohne Entlasten.

4.3.1. Variation des Durchmessers

Ziel dieser Messreihe war es, den Einfluss des Durchmessers des Sensors auf die Änderung der Kapazität bei Belastung zu bestimmen. Im Folgenden werden die Ergebnisse beim Vergleich von drei unpolarisierte Sensoren des Materials SP8 mit gleicher Höhe und unterschiedlichem Durchmesser aufgezeigt. Die dargestellten Ergebnisse wurden an Sensoren mit einer Höhe von 1,5 mm ermittelt, da dieser Wert in der Mitte der Höhen der einsetzbaren Sensoren lag. Es wurden mehrere Versuchsreihen mit unterschiedlichen Höhen gefahren, diese sind im Anhang zu finden und bestätigen die hier erzielten Ergebnisse. Der kleinste untersuchte Sensor hatte einen Durchmesser von 6 mm, da Tests an kleineren Geometrien bereits bei den Belastungszyklen 1 und 2 zum Bruch des Sensors führten. Zusätzlich wurden zwei größere Sensoren gewählt, die in der gleichen Höhe verfügbar waren. Diese hatten einen Durchmesser von 7,8 mm und 9,8 mm.

Belastungszyklus 1

Jeder Sensor wurde dem Belastungszyklus zwanzigmal in Folge unterzogen. Zwischen den einzelnen Werten wurde der Sensor entlastet. Aus den gemessenen

4. Festlegung der Sensorparameter

Werten wurden für jeden Sensor die Mittelwerte gebildet. In Abbildung 4.15 ist die prozentuale Änderung der Kapazität bei Belastung im Vergleich zum unbelasteten Zustand des Sensors zu sehen. Es ist zu erkennen, dass die prozentuale Änderung der Kapazität bei Belastung steigt, je kleiner der Sensor ist. Dies lässt sich daraus erklären, dass die Belastung pro Fläche bei kleineren Sensoren bei gleicher aufgebracht Kraft größer ist. Die Linearität ist bei Sensoren mit einem sehr kleinen Durchmesser jedoch schlechter. Dies liegt daran, dass die absolute Kapazität bei Sensoren mit einem kleineren Durchmesser geringer ist. Leitungskapazitäten und Messungenauigkeiten wirken sich hierbei also prozentual stärker aus als bei einer größeren Kapazitäten.

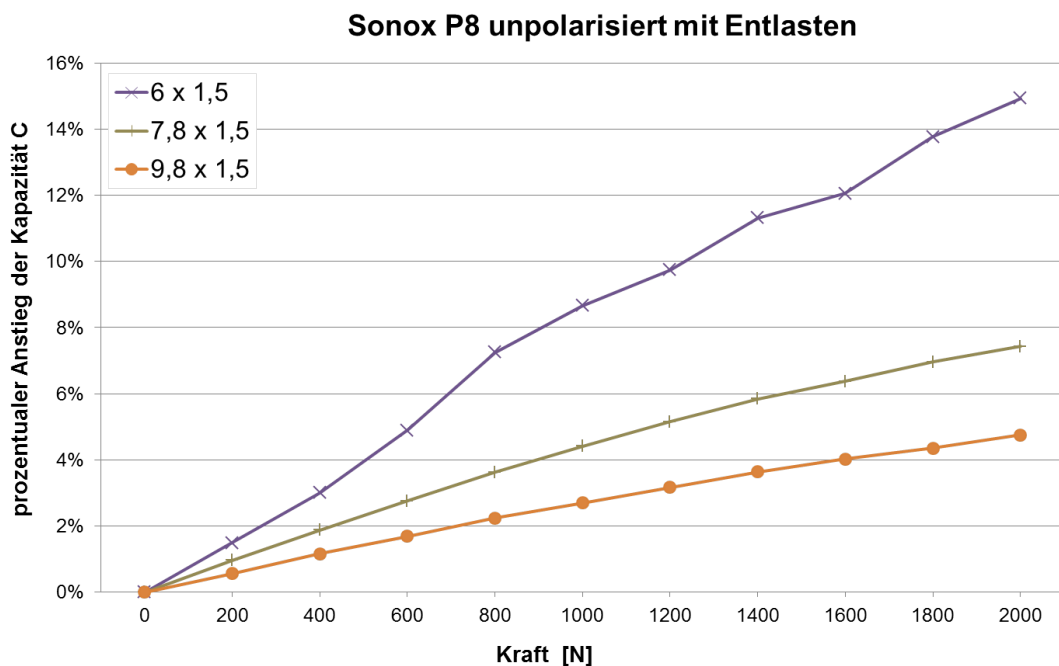


Abb. 4.15.: Messung des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurden die Mittelwerte aus zehn Belastungsdurchläufen von 0 N bis 2000 N mit Entlasten zwischen den Belastungen aufgetragen.

Zusätzlich wurde die Standardabweichung der Werte je Belastungsschritt für die unterschiedlichen Durchmesser betrachtet, um die Wiederholpräzision zu untersuchen. In Abbildung 4.16 ist zu sehen, dass hier kein eindeutiger Zusammenhang zwischen Durchmesser und Standardabweichung auszumachen ist.

4. Festlegung der Sensorparameter

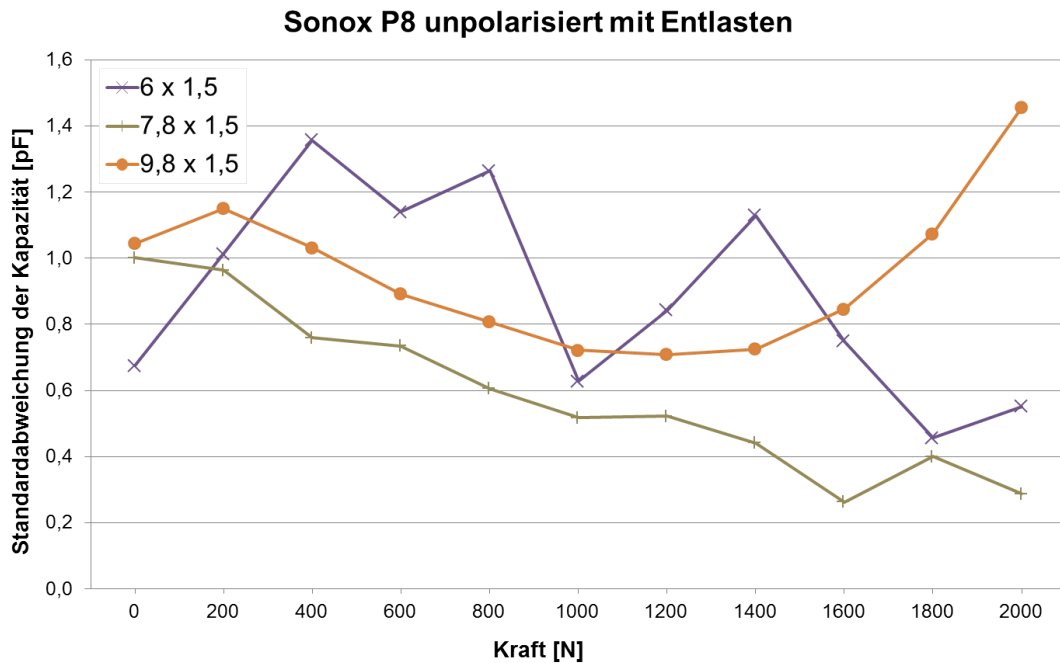


Abb. 4.16.: Messung der Standardabweichung bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurde zehnmal Belastungen von 0 N bis 2000 N mit Entlasten zwischen den Belastungen durchgeführt.

In Tabelle 4.6 sind die Ergebnisse der Versuchsreihen für die prozentuale Änderung der Kapazität je Newton und die Standardabweichung aufgeführt. Die Messungen mit Sensoren unterschiedlicher Höhen und Durchmesser (siehe Anhang) bestätigen die Folgerung, dass mit Verringerung des Durchmessers die prozentuale Änderung der Kapazität je Newton steigt.

Tabelle 4.6.: Einfluss des Durchmessers des Sensors auf die prozentuale Änderung und die Streuung der Messwerte bei Belastungszyklus 1 mit Entlasten.

Durchmesser	6 mm	7,8 mm	9,8 mm
Durchschnittliche kraftabhängige prozentuale Änderung der Kapazität [%/kN]	7,56	3,75	2,38
Durchschnittliche Standardabweichung [pF]	0,89	0,59	0,95

Belastungszyklus 2

Im Unterschied zu Belastungszyklus 1 wurde bei diesem Zyklus zwischen den einzelnen Belastungsschritten nicht entlastet. Jeder Sensor durchlief zwanzigmal den Belastungszyklus von 0 N bis 2000 N. In Abbildung 4.17 sind die Mittelwerte aus zwanzig Durchläufen zu sehen. Diese Versuchsreihe wurde angelegt, um zu überprüfen, ob sich der Sensor bei durchgehender Belastung anders verhält und ob der Unterschied geometrieabhängig ist. Auch hier ist zu sehen, dass mit Verkleinerung des Durchmessers des Sensors die Sensitivität steigt. In Tabelle 4.8 werden die Werte aus den beiden Belastungszyklen verglichen.

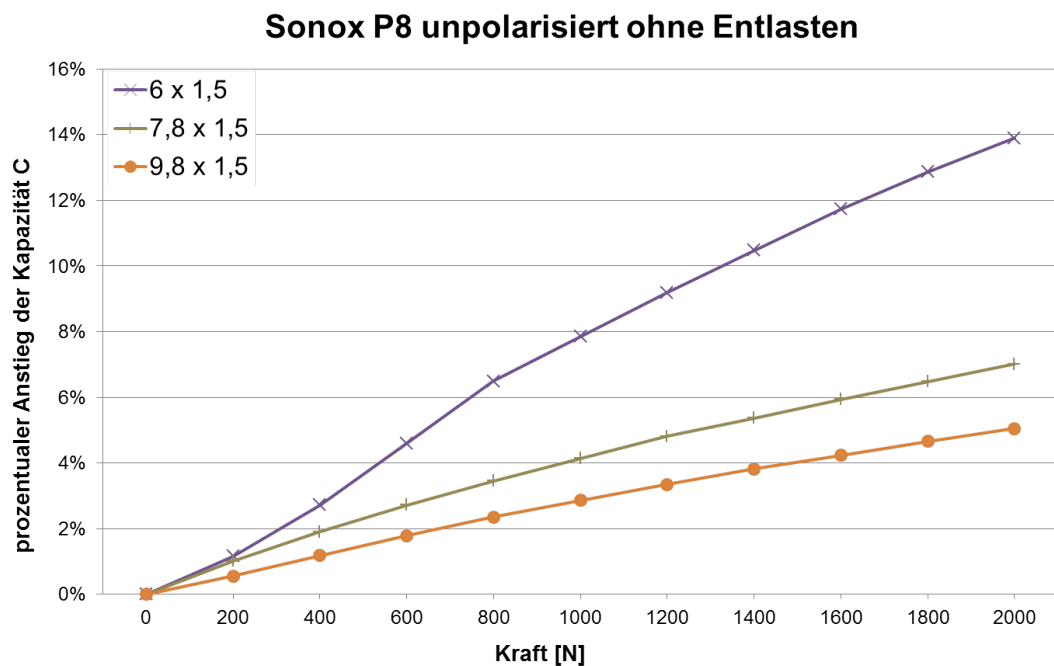


Abb. 4.17.: Messung des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurden die Mittelwerte aus zehn Belastungsdurchläufen von 0 N bis 2000 N ohne Entlasten zwischen den Belastungen aufgetragen.

In Abbildung 4.18 sind die Standardabweichung bei zehnmaligen Durchlauf von Belastungszyklus 2 zu sehen. Auch hier kann keine eindeutige Schlussfolgerung vom Durchmesser des Sensors auf die Standardabweichung getroffen werden.

4. Festlegung der Sensorparameter

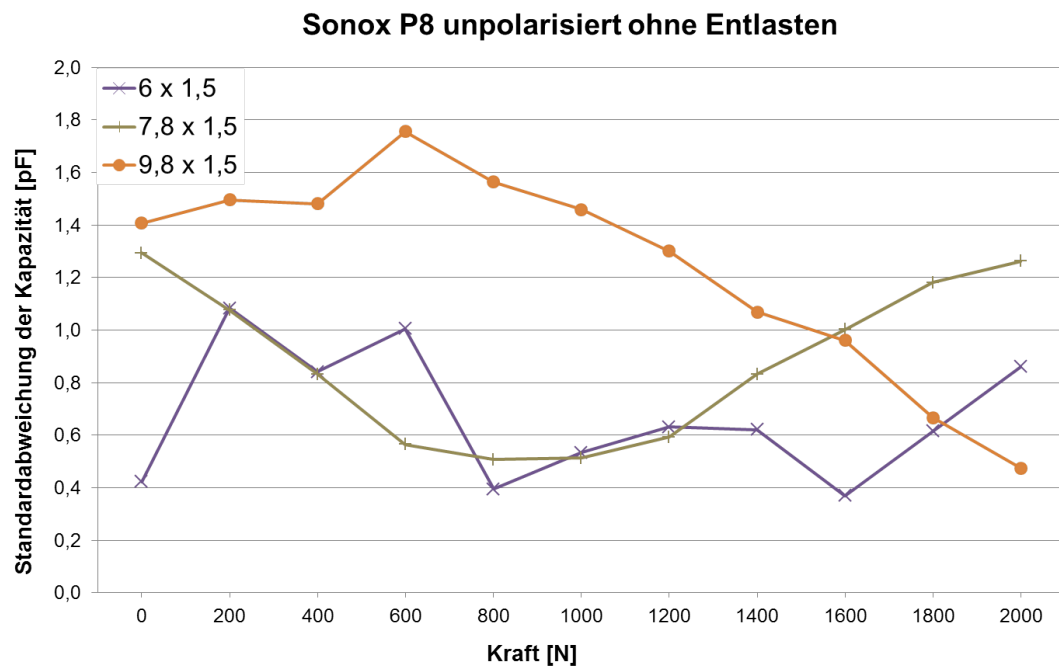


Abb. 4.18.: Messung der Standardabweichung bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurde zehnmal Belastungen von 0 N bis 2000 N ohne Entlasten zwischen den Belastungen durchgeführt.

In Tabelle 4.7 sind die Ergebnisse bei Belastungszyklus 2, also ohne Entlasten zwischen den einzelnen Messwerten, zu sehen. Die prozentualen Änderungen der Kapazität bei Belastungen und die Standardabweichungen sind vergleichend aufgeführt. Die Sensitivität steigt mit der Verkleinerung des Durchmessers des Sensors. Auch hier bestätigen die Messungen mit verschiedenen Höhen dieses Ergebnis.

Tabelle 4.7.: Einfluss des Durchmessers des Sensors auf die prozentuale Änderung und die Streuung der Messwerte bei Belastungszyklus 2 ohne Entlasten.

Durchmesser	6 mm	7,8 mm	9,8 mm
Durchschnittliche kraftabhängige prozentuale Änderung der Kapazität [%/kN]	7,16	3,68	2,54
Durchschnittliche Standardabweichung [pF]	0,67	0,88	1,24

4. Festlegung der Sensorparameter

In Tabelle 4.8 werden die Ergebnisse aus den beiden Belastungszyklen gegenüber gestellt. Hierbei ist zu sehen, dass die durchschnittliche prozentuale Änderung je Newton für beide Belastungszyklen ausreichend ähnlich ist, um die für den Einsatzzweck geforderte Toleranz einzuhalten.

Tabelle 4.8.: Vergleich der Ergebnisse bei Variation der Sensordurchmessers wenn zwischen den Belastungswerten entlastet wird (Belastungszyklus 1) und ohne Entlasten (Belastungszyklus 2).

Durchmesser	6 mm		7,8 mm		9,8 mm	
Belastungszyklus	1	2	1	2	1	2
Durchschnittliche kraftabhängige prozentuale Änderung der Kapazität [%/kN]	7,56	7,16	3,75	3,68	2,38	2,54
Durchschnittliche Standardabweichung [pF]	0,89	0,67	0,59	0,88	0,95	1,24

4.3.2. Variation der Höhe

Folgende Messungen wurden durchgeführt, um den Einfluss der Höhe des Sensors auf die Änderung der Kapazität aufzuzeigen. Es wurde im Bereich von 0 N bis 2000 N in 200 N-Schritten ohne Entlastung zwischen den einzelnen Werten belastet. Alle Sensoren bestanden aus dem Material SP8. Bei den einzelnen vergleichenden Versuchsreihen wurde der Durchmesser nicht verändert, nur die Höhe der Sensoren variierte. Beispielhaft wird im Folgenden eine Versuchsreihe analysiert, bei der die Sensoren einen Durchmesser von 7,8 mm hatten. Messreihen mit Durchmessern von 6 mm bis 12 mm bestätigen die erzielten Ergebnisse. Wie bereits aufgezeigt ist die maximal zulässige Höhe für den Sensor 3 mm. Sensoren mit einer kleineren Höhe als 0,9 mm hielten Belastungen über 5 000 N nicht Stand, die Belastungen führten zum Bruch.

In Abbildung 4.19 sind die Ergebnisse der Messreihen für drei Sensoren mit einem Durchmesser von 7,8 mm zu sehen. Es ist zu erkennen, dass die Streuung mit zu-

4. Festlegung der Sensorparameter

nehmender Höhe des Sensors abnimmt. Des Weiteren steigt die Empfindlichkeit, je dünner die Sensoren werden.

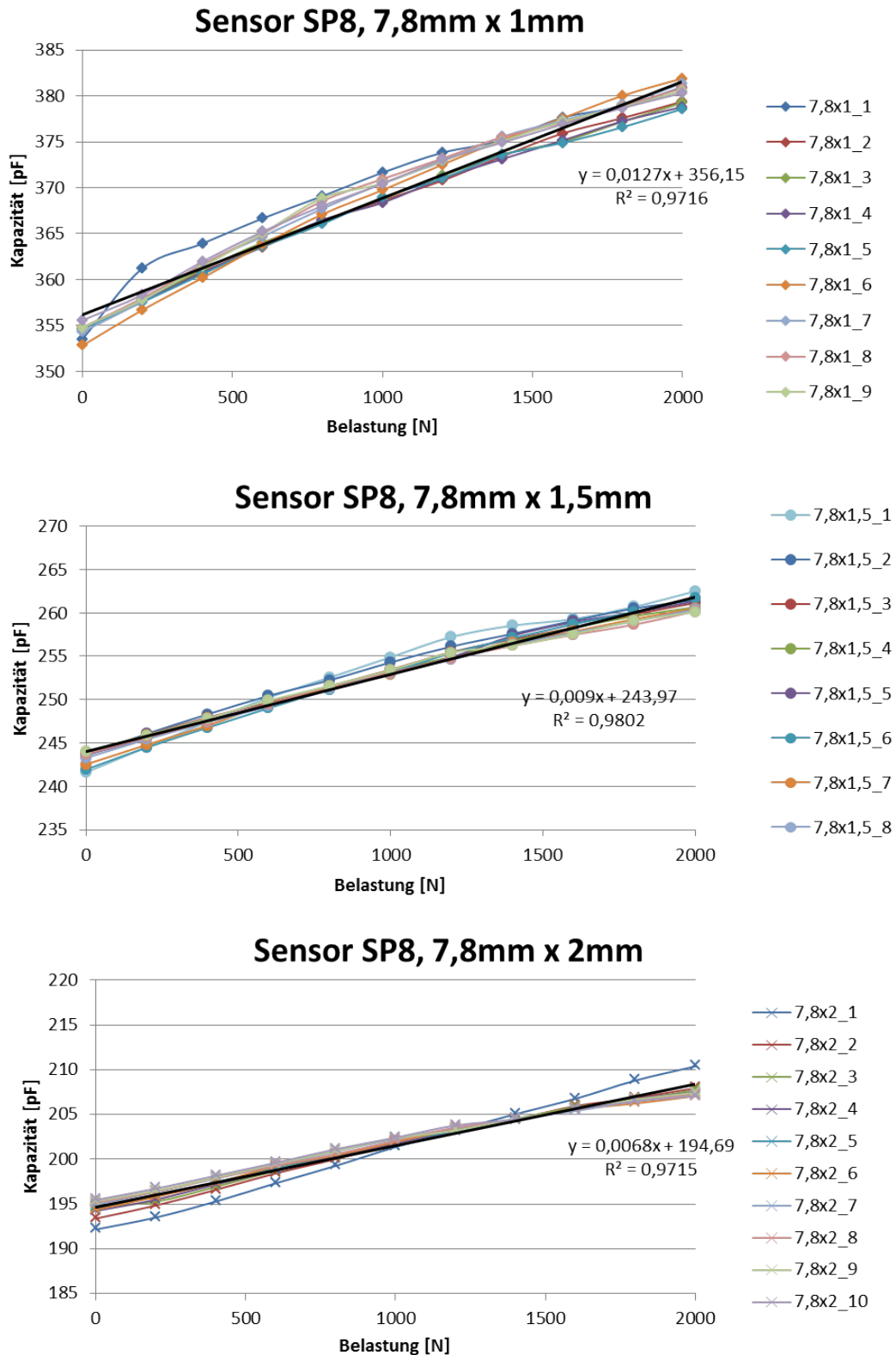


Abb. 4.19.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung bei Variation der Höhe des Sensors. Es wurden je Höhe zehn Durchläufe von 0 N bis 2000 N in 200 n Schritten durchgeführt.

4. Festlegung der Sensorparameter

In Tabelle 4.9 sind die Ergebnisse über jeweils zehn Messreihen dargestellt. Wie zu sehen ist, ist die Empfindlichkeit bei dünneren Sensoren besser, allerdings steigt im Gegenzug die Standardabweichung. Um die ideale Geometrie für den geforderten Anwendungsfall zu finden, mussten weitere Messreihen durchgeführt werden, bei denen Kombinationen von verschiedenen Durchmessern und Höhen verwendet wurden.

Tabelle 4.9.: Einfluss der Höhe des Sensors auf die Empfindlichkeit und die Streuung der Messwerte.

Höhe	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm
Empfindlichkeit [pF/N]	0,0127	0,0090	0,0068
Standardabweichung [pF]	1,0600	0,878	0,6201

4.3.3. Kombinationen aus verschiedenen Höhen und Durchmessern

Nachdem der Einfluss der Höhe und des Durchmessers auf die Sensoreigenschaften erforscht worden war, wurden mehrere verfügbare Proben mit verschiedenen zielgerechten Kombinationen dieser Parametern untersucht und verglichen. Bewertet wurden diese hinsichtlich des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Belastung und der Standardabweichung. Messungen im Überlastbereich haben ergeben, dass bei Sensoren mit einem Durchmesser kleiner als 7 mm die Kraft pro Quadratmillimeter zu hoch wurde und die Belastungen zum Bruch der Sensoren führten. Daher wurden im Folgenden nur Sensoren mit einem Durchmesser größer als 7,5 mm betrachtet. Zur Verfügung standen Sensoren mit einem Durchmesser bis 12 mm, die Höhen wurden zwischen 0,95 mm und 2 mm variiert. Sensoren, die dünner als 0,9 mm waren, hielten hohen Belastungen über 5 000 N nicht stand.

In Abbildung 4.20 ist der prozentuale Anstieg der Kapazität in Abhängigkeit von der Belastung für verschiedene Kombinationen der Höhe und des Durchmessers zu sehen. Untersucht wurden folgende Sensoren:

4. Festlegung der Sensorparameter

- Durchmesser 7,8 mm und Höhe 1,5 mm
- Durchmesser 7,8 mm und Höhe 2,0 mm
- Durchmesser 8 mm und Höhe 1,0 mm
- Durchmesser 9,8 mm und Höhe 1,5 mm
- Durchmesser 10 mm und Höhe 1,0 mm
- Durchmesser 12 mm und Höhe 0,95 mm

Es wurden mehrere Sensoren jeder Geometrie getestet. Jeder Sensor durchlief den Belastungszyklus zehnmal, anschließend wurden die Mittelwerte analysiert. Den höchsten prozentualen Anstieg der Kapazität haben die Sensoren mit einem Durchmesser von 7,8 mm bzw 8 mm. Diese haben, wie bereits untersucht, unabhängig von der Höhe des Sensors, in etwa denselben prozentualen Anstieg.

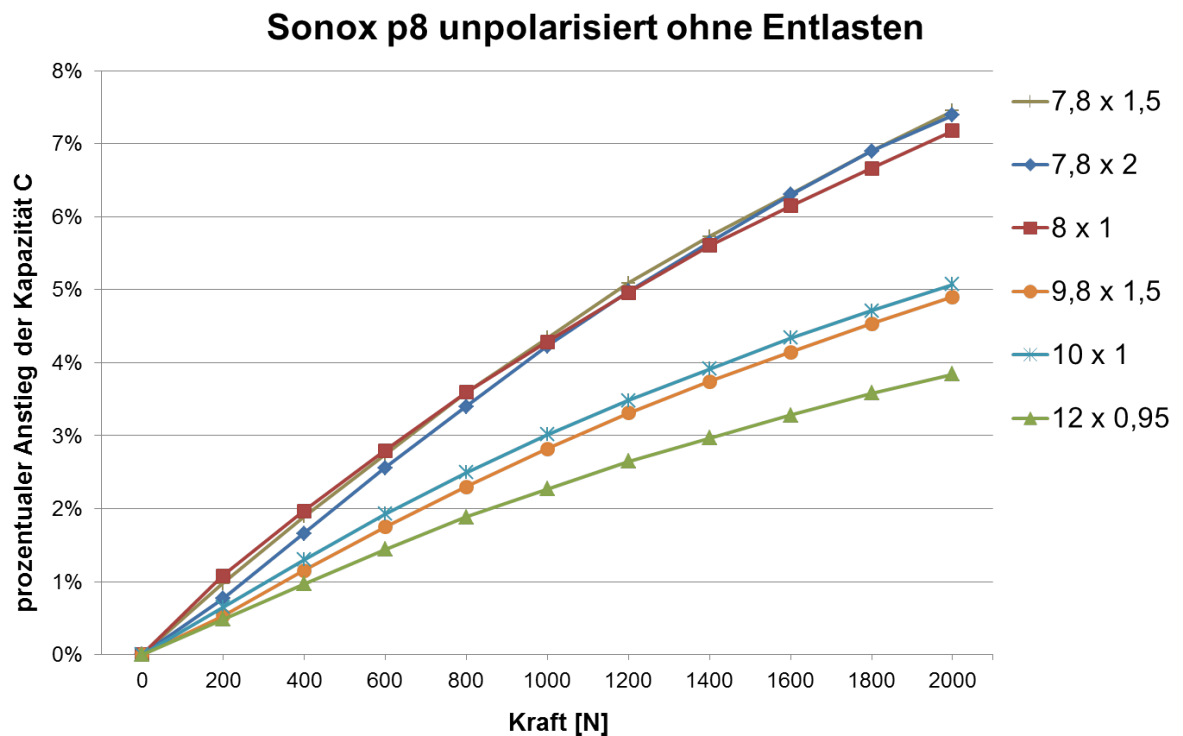


Abb. 4.20.: Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung bei Variation der Höhe.

In Abbildung 4.21 sind die Standardabweichungen der verschiedenen Sensoren bei zehnmalem Durchlauf des Belastungszyklus ohne Entlasten zu sehen. Der Sensor mit einem Durchmesser von 7,8 mm und einer Höhe von 2 mm zeigt die besten Ergebnisse.

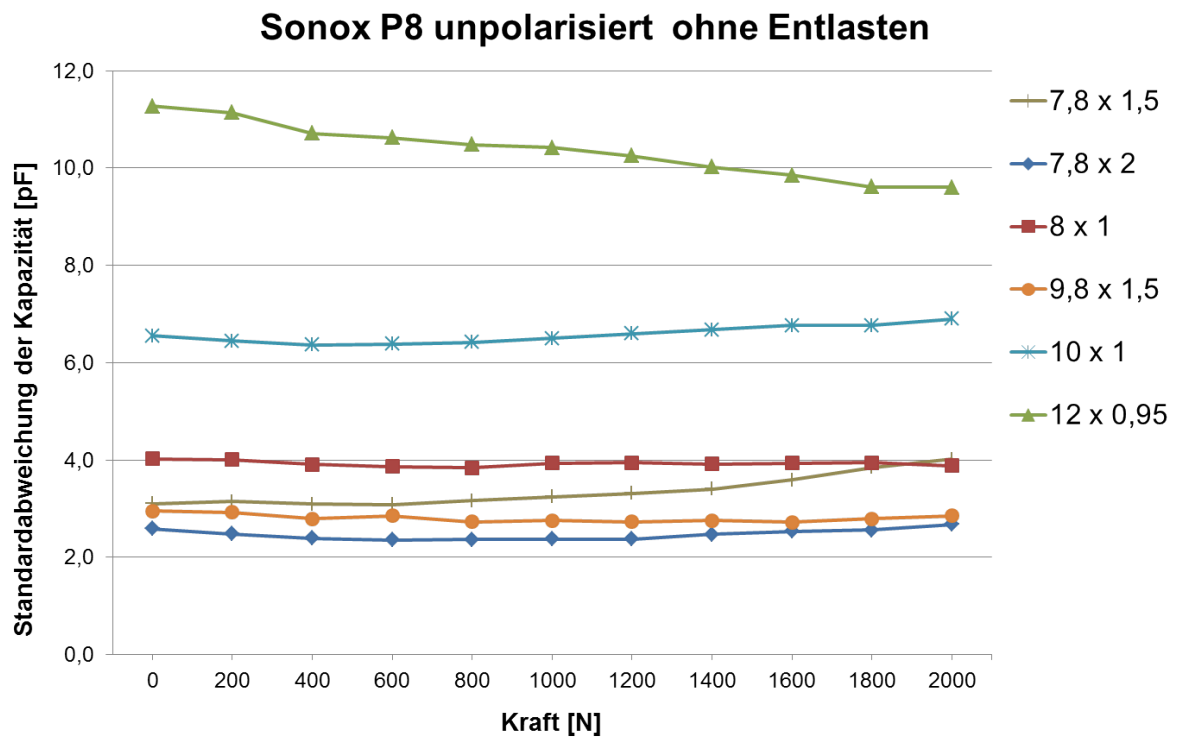


Abb. 4.21.: Messung der Standardabweichung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung bei Variation der Höhe.

Fazit

Auf Grundlage der in diesem Kapitel behandelten Messungen wurde als zu verwendendes Sensorelement ein Sensor aus dem Material SP8, unpolarisiert, mit einem Durchmesser von 7,8 mm und einer Höhe von 2 mm, festgelegt.

5. Auswerteschaltung

Wie bereits dargelegt, fiel die Wahl auf die kapazitive Auswertung einer Piezokeramik, um die aufgebrachte Belastung zu messen. Hierfür musste eine geeignete Messmethode gefunden werden, um diese auszuwerten. In diesem Kapitel werden nun Grundlagen, die zur Messung nötig sind, erläutert und die verwendete Auswertemethode beschrieben. Hierbei wird die Frequenz durch Ladevorgänge am Kondensator eines RC-Glieds bestimmt und als Maß für die Kapazität genutzt. Des Weiteren werden die einzelnen Entwicklungsschritte vorgestellt. Auf Grund des Driftverhalten des Sensors und der unterschiedlichen Grundkapazität der einzelnen Sensoren wird die Differenz der Kapazität zwischen belastetem und letztem unbelastetem Zustand ausgewertet. Dazu musste das Gehäuse angepasst werden.

5.1. Grundlagen der Auswertemethode

5.1.1. Kapazität eines Kondensators

Jede Anordnung von zwei elektrischen Leitern, die sich in einem bestimmten Abstand voneinander befinden, bildet einen Kondensator. Dieses passive Bauelement hat die Fähigkeit, elektrische Ladung und somit über das zugehörige elektrische Feld Energie zu speichern. Die Fähigkeit, Ladung zu speichern, wird als elektrische Kapazität bezeichnet. Wie bereits in Kapitel 2.1.2 erläutert, ist die Proportionalitätskonstante C mit

$$C = \frac{Q(t)}{u(t)} \quad (5.1)$$

5. Auswerteschaltung

die Kapazität eines Kondensators, wobei Q die gespeicherte Ladungsmenge und U die zwischen den Platten herrschende Spannung ist.

Es gelten folgende Gleichungen für den Strom $i(t)$ und die Spannung $u(t)$:

$$i(t) = \frac{dQ(t)}{dt} \quad (5.2)$$

$$u(t) = \frac{1}{C} \cdot \int i(t) dt \quad (5.3)$$

5.1.2. Grundlagen zur Messmethode

Die Kapazität des Sensors wird über einen Relaxationsoszillator gemessen. Die Frequenz wird durch Entladungsvorgänge am Kondensator eines RC-Glieds bestimmt.

Ein einfacher Relaxationsoszillator besteht aus einem über einen RC-Tiefpassfilter rückgekoppelten invertierenden Schmitt-Trigger wie in Abbildung 5.1 dargestellt.

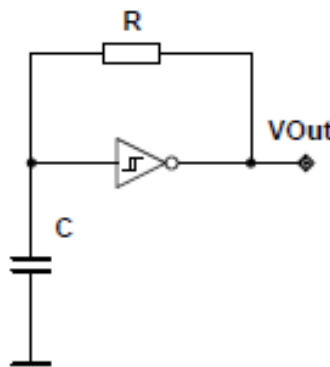


Abb. 5.1.: Schema eines einfachen Relaxationsoszillators.

Bei diesem einfachen Relaxationsoszillator wird C zu Beginn als entladen angesehen, der Ausgangspegel des Schmitt-Triggers ist somit HIGH (U_{HI}). Folglich wird der Kondensator über den Widerstand R aufgeladen, jedoch nur, bis die obere Schwellspannung U_P des Schmitt-Triggers überschritten wird. Daraufhin kippt der Ausgang des Schmitt-Triggers auf LOW (U_{LO}), der Kondensator wird bis zur unteren Schwellspannung U_N entladen. Dann beginnt der Zyklus von neuem. Der Verlauf ist in Abbildung 5.2 zu sehen.

5. Auswerteschaltung

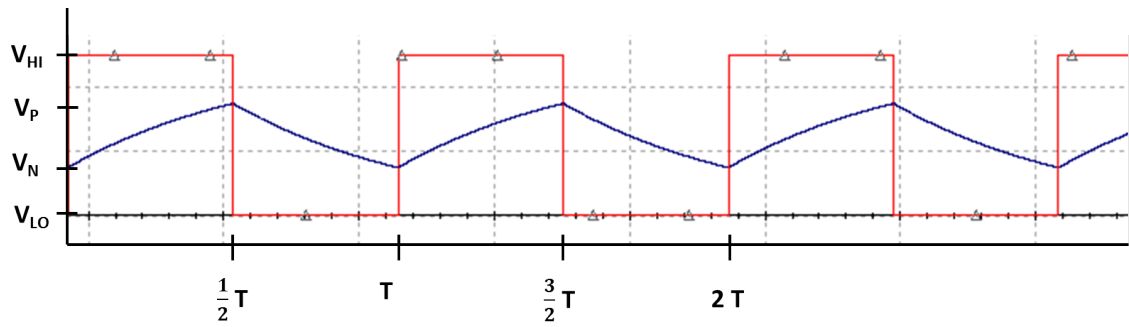


Abb. 5.2.: Lade- und Entladevorgänge eines Relaxationsoszillators mit einer Abtastfrequenz $d=1/2$. Die rote Linie stellt den Verlauf des Ausgangs des Schmitttriggers dar, die blaue Linie die Spannung des Kondensators.

Um T_{HI} (HIGH-Zeit) zu berechnen, wird der Ladevorgang, beginnend bei einer Kondensatorspannung U_C gleich der unteren Schaltschwelle U_N , betrachtet. Die HIGH-Zeit bis zum Erreichen der oberen Schwellwerts U_P wird wie folgt berechnet:

$$T_{HI} = RC \cdot \ln \frac{U_0 - U_N}{U_0 - U_P} \quad (5.4)$$

mit der Versorgungsspannung U_0 .

T_{LO} berechnet sich analog, beginnend bei $U_P(0)$ bis zum Erreichen von U_N :

$$T_{LO} = RC \cdot \ln \frac{U_P}{U_N} \quad (5.5)$$

Leiten sich die Schaltschwellen von der Versorgungsspannung ab, gilt mit d_P und d_N als dem jeweiligen Verhältnis Schaltschwelle zur Versorgungsspannung:

$$U_P = d_P \cdot U_0 \quad (5.6)$$

und

$$U_N = d_N \cdot U_0 \quad (5.7)$$

Daraus ergibt sich:

$$T_{HI} = RC \cdot \ln \frac{1 - d_N}{1 - d_P} \quad (5.8)$$

und

$$T_{LO} = RC \cdot \ln \frac{d_P}{d_N} \quad (5.9)$$

Bei zur halben Versorgungsspannung symmetrischen Schwellspannungen gilt:

$$d_P = 1 - d_N \quad (5.10)$$

Somit ergibt sich für $T = T_{HI} + T_{LO}$ in diesem Fall:

$$T = 2RC \cdot \ln \frac{1 - d_N}{d_N} \quad (5.11)$$

Und somit ergibt sich zur Berechnung der Kapazität:

$$C = \frac{T}{2R \cdot \ln \frac{1 - d_N}{d_N}} \quad (5.12)$$

Die Kapazität kann aus der Periodendauer und somit aus der Anzahl der Flanken pro einer definierten Zeiteinheit berechnet werden [FHS07] [Rei07] [HKP⁺08].

5.2. Aufbau und Funktion der verwendeten Messmethode

Basierend auf dem eben erklärten Schmitt-Trigger wurde eine Messschaltung entworfen, wie sie in Abbildung 5.3 vereinfacht zu sehen ist.

Der Operationsverstärker wird am nichtinvertierenden Eingang mit einem resistiven Spannungsteiler verknüpft, welcher zwischen dem Ausgang des Operationsverstärkers und der Masse aufgespannt ist (R_1 und R_2). Am invertierenden Eingang ist ein ähnlicher Aufbau zu finden, nur wurde der zweite Widerstand durch einen Kondensator ersetzt.

Man geht zum Beginn der Messung von einer Spannung am Kondensator von Null aus ($U_C = 0V$). Der Operationsverstärker wird aufgesteuert. Durch die positive Rückkopplung über den Spannungsteiler R_1 und R_2 liegt eine positive Spannung am nichtinvertierenden Eingang des Operationsverstärkers an, die

5. Auswerteschaltung

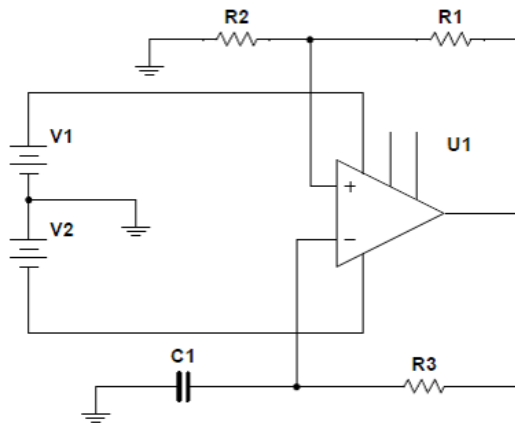


Abb. 5.3.: Vereinfachte Darstellung der verwendeten Messschaltung.

Spannung am invertierenden Eingang wird über den entladenen Kondensator auf Massepotential gehalten. Über R_1 fährt der Operationsverstärker auf seine maximale Ausgangsspannung auf ($U_a = U_{HI}$). Gleichzeitig wird über R_3 der Kondensator geladen. Dies erfolgt so lange, bis die Spannung des Kondensators über die durch den Spannungsteiler erzeugte Spannung am nichtinvertierenden Eingang steigt. Tritt dieser Fall ein, wird der Operationsverstärker zugesteuert, und am Ausgang liegt die tiefste Spannung an, die vom Operationsverstärker ausgegeben werden kann ($U_a = U_{LO}$). Der Spannungsteiler legt nun eine negative Spannung an den nichtinvertierenden Eingang an, während der Kondensator langsam wieder über R_3 in die andere Richtung umgeladen wird. Sobald seine anliegende Spannung den nun neu erzeugten Schwellwert des resistiven Spannungsteilers unterschreitet, kippt der Ausgang wieder ins Positive und der Zyklus beginnt von neuem. C_1 ist dabei die zu vermessende Kapazität der Piezos [Job13]. Die Messzeit wurde so gewählt, dass einerseits die Auflösung unter der Streuung der Sensoren liegt, andererseits aber die technischen Randbedingungen bezüglich Speicherplatz eingehalten werden konnten.

Im Zählerregister der Timer-Clock des Mikrocontrollers werden die steigenden Flanken pro dieser definierten Zeiteinheit aufgezeichnet. Der Aufbau entspricht somit einem Kapazitäts-Frequenzwandler, verbunden mit einem Zähler. Die Messzeit wurde bedingt durch den verfügbaren Speicherplatz und die Streuung der Sensoren auf 20 ms festgelegt.

Die im Rahmen des Projekts entworfene Schaltung, die bei Prototyp 5 (vgl. Kapitel 5.3) zum Einsatz kam und für den Prototypen des Sensorsystems verwendet wurde, ist im Anhang C zu finden. Der verwendete Mikrocontroller ist ein MSP430FR5969, ein Ultra-Low-Power Mikrocontroller mit einem 64 KB FRAM-Speicher der Firma Texas Instruments [Tex16]. Der Oszillator der oben beschriebenen Messschaltung wurde hier mit einem OPA2363 realisiert, der zwei Operationsverstärker enthält, um eine Vergleichsmessung zu ermöglichen. Somit können die Ergebnisse eines belasteten und eines unbelasteten Sensors verglichen werden, um beispielsweise Umgebungseinflüsse herauszurechnen. Die beiden Widerstände des Spannungsteilers, in Abbildung 5.3 R1 und R2, werden hier mit R4 und R12 bzw. R5 und R23 realisiert. Der Widerstand, über den der Kondensator gelad und entladen wird, entspricht dem Widerstand R24 bzw. R25. Die Elektroden der Piezokeramiken werden über J15 bzw. J17 angeschlossen. Die Ausgänge der Operationsverstärker werden an P1.1 bzw P1.2 des Mikrocontrollers angelegt, den Eingängen des Timer A. Hier werden im Continuous Mode die steigenden Flanken gezählt [Tex13]. Hierbei zählt der Timer wiederholt von Null bis 0FFFFh. Im Programm wird nach einer definierten Zeiteinheit dieser Wert gespeichert und der Timer wieder auf Null gesetzt. Dieser Wert wird anhand einer Tabelle, die durch eine zuvor ermittelten Kalibrierkurve berechnet wird, in eine Belastung konvertiert.

5.3. Entwicklungsschritte

In den nachfolgenden Abbildungen werden die Entwicklungsschritte der Auswerteschaltung inklusive Peripherie vorgestellt. Die Schaltpläne der Schaltungen stammen von der Hochschule Landshut, das Layout wurde in Kooperation mit dem Projektpartner Siegert electronics entworfen und dort gefertigt.

Bei dem in Abbildung 5.4 dargestellten ersten Prototypen wurden die einzelnen Komponenten modular aufgebaut. Von oben links im Uhrzeigersinn sind zu sehen: 433 MHz Modul mit einem CC430 zum Testen der Auswerteschaltung; Lademodul für einen Lithium-Ionen-Akku, um zusammen mit einer qi-konformen Empfängerspule inklusive Schaltung den Akku drahtlos laden zu können; thermoelektrischer Energy Harvester, um das System über Energy Harvesting mit

5. Auswerteschaltung

Energie zu versorgen; 2,4 GHz-Modul mit CC2541 und Piezosignalgeber, um die Daten an die Armbanduhr zu senden und bei Überbelastung warnen zu können.

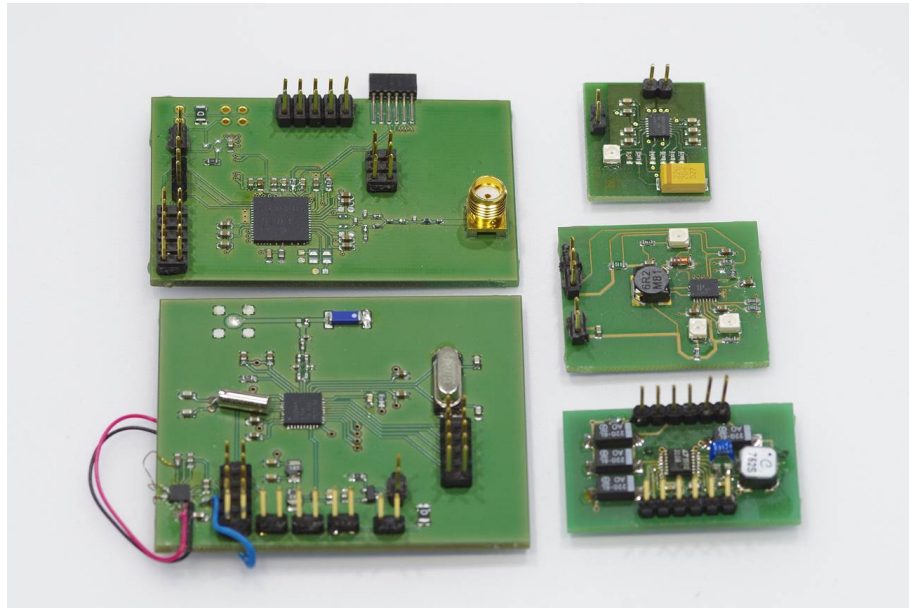


Abb. 5.4.: Schaltungsprototyp 1: Die einzelnen Komponenten wurden modular aufgebaut.

Für den zweiten Prototypen in Abbildung 5.5 wurde die Schaltung an der Hochschule entworfen und layoutet. Die Einzelfunktionen wurden auf eine Platine zusammengefügt. Auf der Platine befinden sich der Piezotreiber, ein Step-Down-Wandler, der Operationsverstärker einschließlich der benötigten Widerstände und Kondensatoren zur Auswertung des Sensorsignals, der Mikrocontroller, der allerdings noch nicht die Signale vom Operationsverstärker der Auswerteschaltung auswertet, die Antenne zur Funkübertragung und die Anschlüsse für den Programmieradapter und zum Testen der Schaltung. Eine Energieversorgung über einen Energy Harvester wurde verworfen. Die Frequenz der Funkverbindung wurde von 2,4 GHz auf 868 MHz geändert, da Messungen ergeben haben, dass die Funkübertragung mit 2,4 GHz zu stark vom Körper abgeschirmt wird. Da das Sensorsystem unter dem Fuß getragen werden soll, konnte eine zuverlässige Funkübertragung bei moderatem Energieverbrauch bei dieser Frequenz nicht gewährleistet werden.

5. Auswerteschaltung

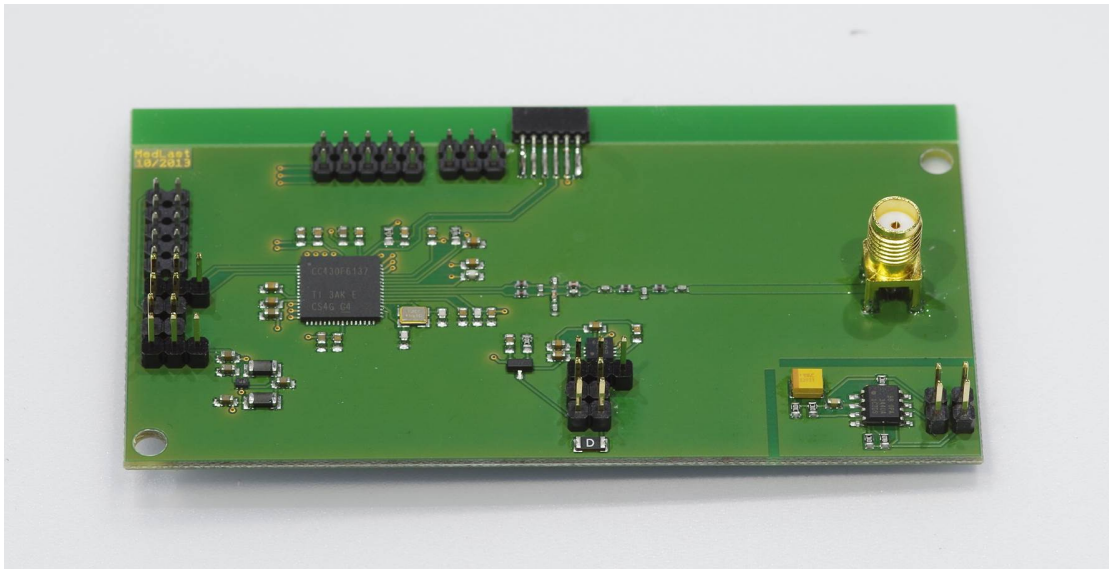


Abb. 5.5.: Schaltungsprototyp 2: Die wichtigsten Komponenten wurden auf eine Platine zusammengefügt.

In Abbildung 5.6 ist der im Hybridlabor der Hochschule Landshut gefertigte miniaturisierte Schaltungsprototyp 3 basierend auf Hybrid-Technologie zu sehen. Dieser wurde zum Testen der Funktionsfähigkeit der Auswerteschaltung produziert, um etwaige Fehler zu bereinigen oder Verbesserungen vorzunehmen, bevor die Schaltung vom Projektpartner Siegert electronics in größerer Stückzahl produziert wurde. Die Abmessungen der Schaltung betragen 5 cm x 5 cm. Um den Platzbedarf der Schaltung gering zu halten, waren mehrere Überkreuzungen der Leiterbahnen nötig. Daher waren insgesamt vier Drucke notwendig (erste Leiterbahndruck, Isolationsdruck der Überkreuzungen, zweite Leiterbahndruck, Isolationsdruck), um die Schaltung zu produzieren.

5. Auswerteschaltung

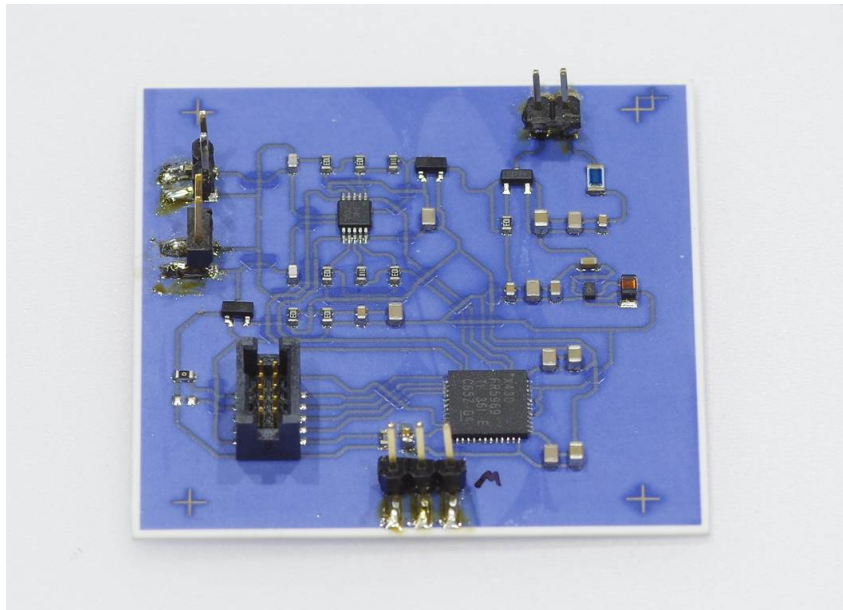


Abb. 5.6.: Schaltungsprototyp 3: Fertigung im Hybridlabor, um die Funktionsfähigkeit der Auswertemethode zu testen.

Bei Schaltungsprototyp 4 (Abbildung 5.7) wurde die mit Prototyp 3 erprobte Auswerteschaltung mit den anderen Komponenten auf eine Schaltung zusammengefügt. Mit dieser Schaltung konnten ein Sensor und ein Vergleichssensor gleichzeitig ausgewertet werden, um beispielsweise Drift oder Temperaturabhängigkeiten zu kompensieren. Bereits integriert sind die Messschaltung mit Auswertung über den Mikrocontroller, die Ansteuerung des Buzzers zur Warnung bei Überbelastung, die Ladeschaltung für drahtloses Laden, der Anschluss für den Akku, der Step-Down Wandler zur Versorgung des Buzzers und der Auswerteschaltung und die Funkverbindung. In- und Output-Pins zum Testen der Schaltung sowie eine JTAG-Schnittstelle zum Programmieren des Mikrocontrollers befinden sich ebenfalls auf der Platine. Die Abmessungen sind mit 10 cm x 5 cm noch relativ groß.

5. Auswerteschaltung

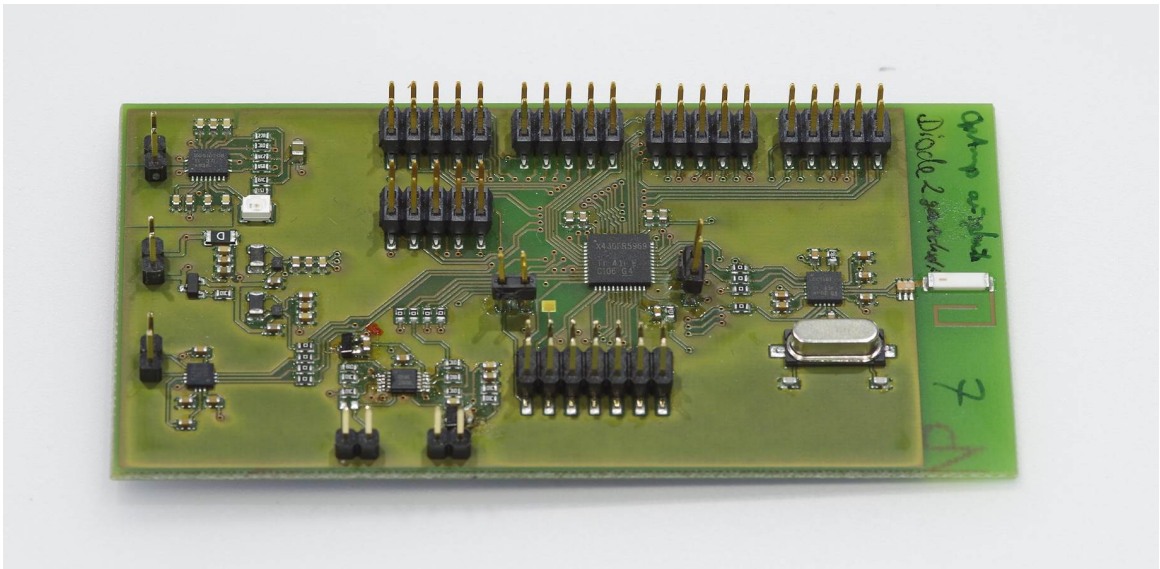


Abb. 5.7.: Schaltungsprototyp 4: Die Auswerteschaltung wurde mit den anderen Komponenten auf eine Platine zusammengefügt.

Die in Abbildung 5.8 zu sehende Schaltung ist die im Prototypen des gesamten Sensorsystems verwendete Schaltung. Die Schaltung wurde minimiert auf 4 cm x 5,5 cm, damit diese Platz im Gehäuse findet, das durch die Fußsohlengröße beschränkt ist. Die JTAG-Schnittstelle wurde über einen Leiterplattenrandverbinder realisiert, um wiederum Platz und Höhe zu sparen. Der Schaltungsprototyp 4 wurde noch um die Möglichkeit erweitert, dass eine Differenzmessung zwischen dem aktuellen belasteten Zustand und dem letzten unbelasteten Zustand ermöglicht wird (vergleiche Kapitel 5.4).

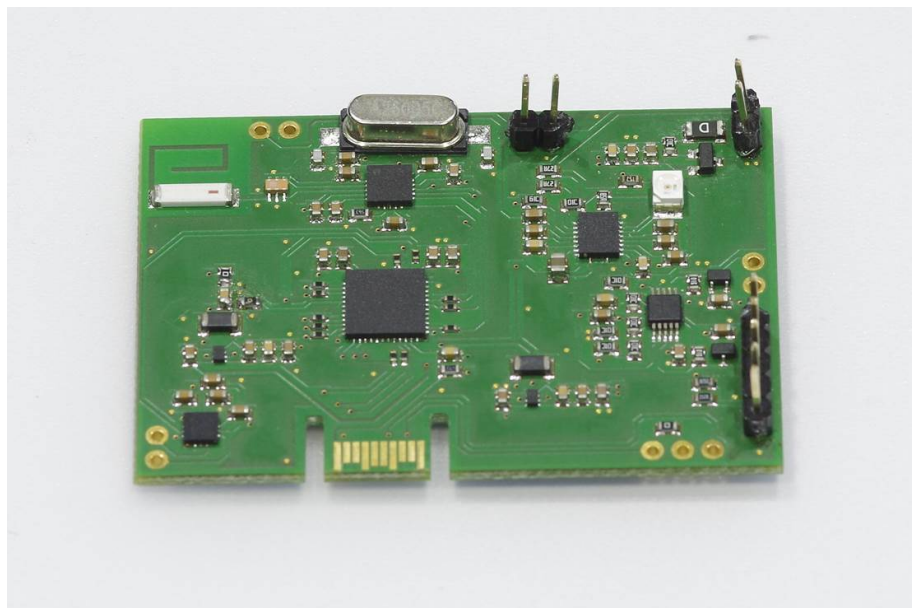


Abb. 5.8.: Schaltungsprototyp 5: Endgültige Schaltung, die auch im Prototyp des Sensorsystems zur klinischen Erprobung verwendet wird.

5. Auswerteschaltung

Polarisierte Sensoren bieten den Vorteil einer höheren Empfindlichkeit und die Möglichkeit, die durch den Piezoeffekt erzeugte Ladung als Startsignal für die Messung und als Aufwecksignal für die Schaltung zu nutzen. Allerdings gab es bei der Auswertung mit der gewählten Auswertemethode mehrere Probleme. Die in Abbildung 5.9 zu sehende Schaltung bietet die Möglichkeit, dass dieses Startsignal durch eine Zusatzschaltung auf rein elektronischem Weg gewonnen wird. Ein retrIGGERBARER Monoflop stellt sicher, dass die in der polarisierten Piezokeramik generierte Ladung abgebaut wird, bevor die Kapazitätsmessung beginnt, um diese nicht zu beeinflussen. Des weiteren sind Temperatursensoren auf der Schaltung integriert, um den Einfluss der Temperatur auf das Messergebnis kompensieren zu können.

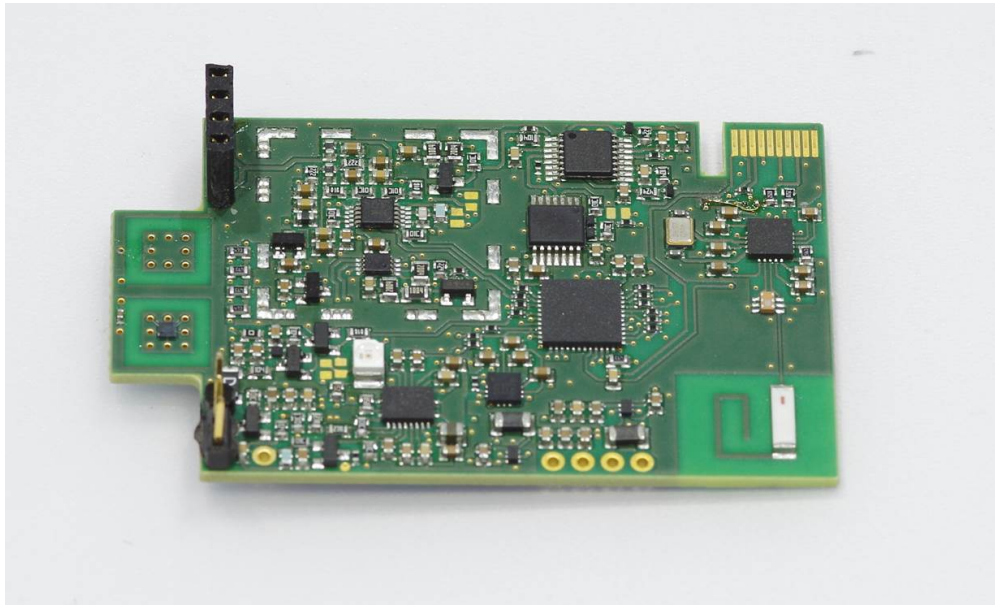


Abb. 5.9.: Schaltungsprototyp 6: Schaltungsentwurf, mit dem auch die Auswertung von polarisierten Sensoren möglich ist.

5.4. Differenzmessung

Sowohl bei der Kapazitätsmessung des Sensors mit dem LCR-Meter als auch bei der Auswertung mit der eben vorgestellten Messschaltung lässt sich beim Sensor bei gleichbleibenden Umgebungsparametern eine Drift erkennen. Außerdem unterscheiden sich die Grundkapazitäten der einzelnen Sensorelemente teilweise erheblich, da es sich hierbei noch um Einzelstückfertigungen handelt.

5. Auswerteschaltung

Um diesen Fehler zu beheben, wurde nicht die absolute Kapazität C_{abs} beziehungsweise die absolute aktuelle Flankenanzahl E_{abs} (von *edge*, englisch für Flanke) betrachtet, sondern die Differenz der Kapazität C_{Diff} beziehungsweise der Flankenanzahl E_{Diff} zwischen *dem letzten unbelastetem und dem aktuell belastetem Zustand*. Die Kapazität im unbelasteten Zustand C_0 bzw. die Flankenanzahl im unbelasteten Zustand E_0 wird bei jeder Entlastung neu bestimmt und als Ausgangspunkt für die nächste Messung verwendet.

Wird die Kapazität des Sensors zur Bestimmung der aufgebrachten Belastung verwendet, ergibt sich auf Grund des oben erwähnten Driftverhaltens eine deutliche Verbesserung der Messgenauigkeit, wenn C_{Diff} anstatt von C_{abs} zur Auswertung verwendet wird. Zur Veranschaulichung ist diese in Tabelle 5.1 für den Fall dargestellt, dass mehrere Belastungswerte mit Entlasten zwischen den Werten angesteuert werden. Die Kalibrierkurve hierfür wurde durch zehnmaligen Durchlauf von 0 N bis 500 N mit Entlasten zwischen den Werten erzeugt (vergleiche Kapitel 7.4.1). Die Abweichung zwischen dem tatsächlich aufgebrachtem und dem mit C_{Diff} berechnetem Wert ist für alle Messungen erheblich kleiner als wenn die Differenz mit den mit C_{abs} bestimmten Werten berechnet worden wäre. Der Mittelwert der Abweichung beträgt für die Berechnung über C_{abs} 12,7 %, bei der Berechnung über C_{Diff} hingegen nur 2,0 %. Diese Messungen wurden für mehrere Belastungszyklen mit und ohne Entlasten wiederholt und führten immer zu dem Ergebnis, dass die Auswertungen über C_{Diff} deutlich genauer sind als über C_{abs} .

5. Auswerteschaltung

Tabelle 5.1.: Abweichungen zwischen tatsächlichem Belastungswert und dem einmal über C_{abs} und einmal über C_{Diff} berechneten Wert.

eingestellter Belastungswert	Differenz zwischen berechnetem und gemessenem Belastungswert		Abweichung	
	Berechnung über C_{abs}	Berechnung über C_{Diff}	Berechnung über C_{abs}	Berechnung über C_{Diff}
350 N	-20,9 N	4,8 N	5,8 %	1,3 %
150 N	-27,6 N	-7,9 N	19,7 %	5,7 %
200 N	-22,0 N	-0,4 N	11,4 %	0,2 %
50 N	-22,5 N	-1,1 N	45 %	2,2 %
500 N	-14,2 N	0,5 N	2,9 %	0,1 %
350 N	-17,5 N	-4,6 N	5,2 %	1,4 %
0 N	-8,7 N	0 N	—	0 %
250 N	-22,5 N	-5,8 N	8,5 %	2,2 %
200 N	-23,0 N	-9,5 N	11,2 %	4,7 %
450 N	-22,6 N	-6,8 N	5,2 %	1,6 %
100 N	-15,8 N	-3,2 N	20,9 %	4,3 %
350 N	-13,3 N	-0,7 N	3,6 %	0,2 %
Mittelwert der Abweichung:			12,7 %	2,0 %

Um dies im Einsatz mit der Auswerteschaltung realisieren zu können, war es nötig zu erkennen, wann ein unbelasteter und wann ein belasteter Zustand vorliegt. Hierfür wurde der Stempel des Gehäuses, der auf die Halterung des Sensors drückt, modifiziert: Im unbelasteten Zustand besteht ein Spalt von 0,35 mm zwischen dem Stempel und der Halterung, wie in Abbildung 5.10 zu sehen ist. Ab einer Belastung von 16 N wird ein Kontakt zwischen Schalter und der Halterung hergestellt. Dieses Signal wurde auf den Eingang P3.1 des Mikrocontrollers gelegt und konnte somit ausgewertet werden. Der Schalter wurde mit einem Widerstand und einem Kondensator entprellt wie im Schaltplan in Anhang C zu sehen ist.

5. Auswerteschaltung

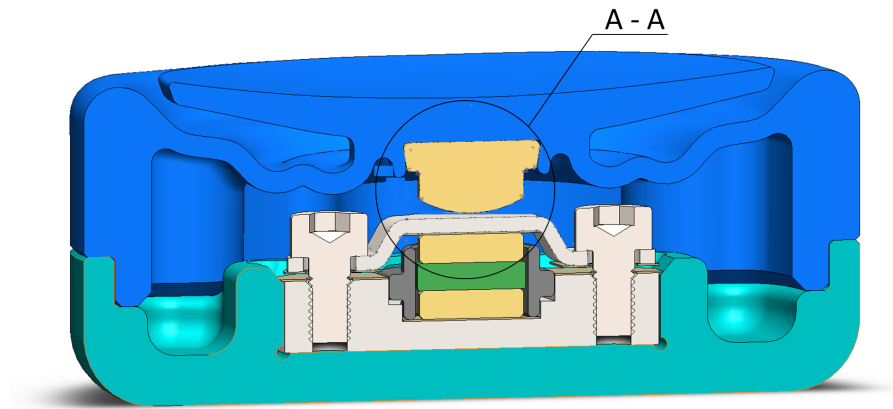


Abb. 5.10.: *Gehäuse zur Auswertung der Flankendifferenz zwischen unbelastetem und belastetem Zustand. Der Kontakt zwischen dem Dorn oben und der Vorspanneinrichtung definiert den geschlossenen Zustand.*

Somit konnte die Flankendifferenz eines definierten Zeitbereichs zwischen belastetem und unbelastetem Zustand ausgewertet werden: Der Mikrocontroller speichert die Werte im unbelasteten Zustand zwischen. Sobald der Kontakt zwischen Stempel und Halterung geschlossen wird, wird die Differenz zwischen der aktuellen und der zuletzt im unbelasteten Zustand gespeicherten Flankenanzahl berechnet. Die Flankenanzahl bei Belastung wird dabei von der Flankenanzahl ohne Belastung subtrahiert, um den Drift herauszurechnen.

In Abbildung 5.11 wurde die Festigkeit der Wellenstruktur berechnet und die Kraft, die benötigt wird, um den oben erwähnten Spalt zu überwinden. Die Werte wurden mittels einem linear statischem FEM (Finite-Elemente-Methode) Modell berechnet. Die Abweichung zwischen berechnetem und gemessenem Wert für die Kraft, die zur Überwindung des Spaltes nötig ist, beruht auf den großen Toleranzen bei der Fertigung.

5. Auswerteschaltung

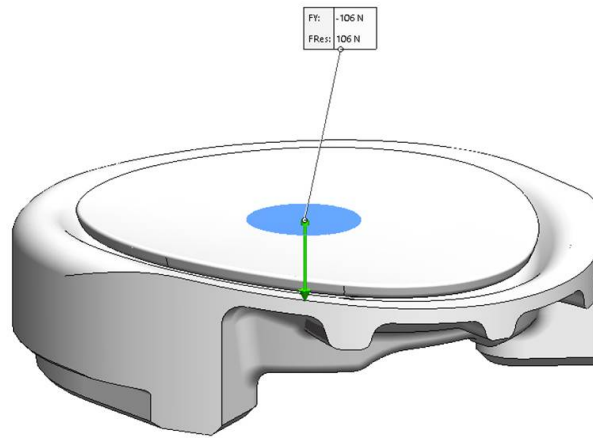


Abb. 5.11.: Berechnung der Festigkeit der Wellenstruktur. Es wurde die nötige Kraft berechnet, um einen Spalt von 0,35 mm zwischen dem Dorn und der Vorspanneinrichtung zu schließen.

Analog zu obigen Messung verhält es sich, wenn statt der Kapazität die Flankenanzahl pro Zeiteinheit betrachtet wird, da diese umgekehrt proportional zueinander sind. In Abbildung 5.12 ist eine Langzeitbelastung eines Sensors bei ansonsten gleichbleibenden Randbedingungen wie Temperatur und Luftfeuchtigkeit zu sehen. Links wurde die absolute Flankenanzahl E_{abs} gegen die Belastung aufgetragen, rechts die Flankendifferenz E_{Diff} . Es wurden Messreihen über vier Stunden angefertigt. Die Messdauer betrug auf Grund des geringer Speicherplatzes des zu Beginn verwendeten Mikrocontrollers noch 40 ms im Gegensatz zu den später verwendeten 20 ms. Die gemessene Flankenanzahl von etwa 7700 Flanken pro 40ms entspricht somit einer Frequenz von 192,5 kHz.

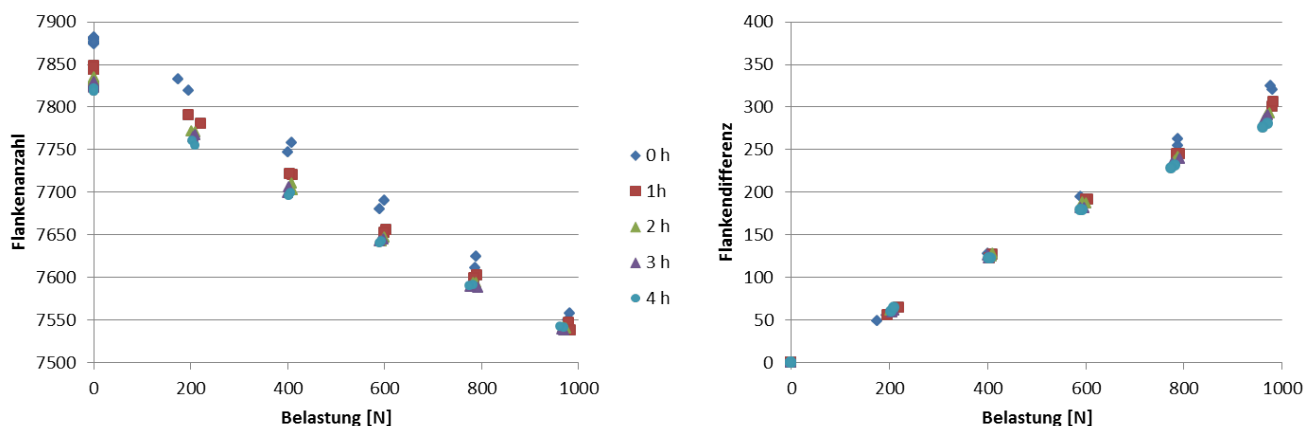


Abb. 5.12.: Flankenanzahl E_{abs} (links) und Flankendifferenz E_{Diff} (rechts) bei Langzeitbelastung.

5. Auswerteschaltung

Erstellt man eine Kalibrierkurve und berechnet die prozentuale Abweichung der errechneten Belastungswerte zu den gemessenen, erhält man für die Belastung nach vier Stunden folgende Tabelle 5.2:

Tabelle 5.2.: Abweichungen nach vier Stunden durchgehender Belastung zwischen tatsächlichem Belastungswert und dem einmal über E_{abs} und einmal über E_{Diff} berechneten Wert.

eingestellter Belastungswert	Differenz zwischen berechnetem und gemessenem Belastungswert		Abweichung	
	Berechnung über E_{abs}	Berechnung über E_{Diff}	Berechnung über E_{abs}	Berechnung über E_{Diff}
0 N	176,9 N	0 N	—	—
200 N	155,3 N	-17,0 N	76,1 %	8,3 %
400 N	141,7 N	-27,1 N	34,9 %	6,7 %
600 N	124,9 N	-43,6 N	21,1 %	7,4 %
800 N	94,0 N	-74,3 N	12,0 %	9,5 %
1000 N	57,0 N	-114,1 N	5,9 %	11,7 %
800 N	104,0 N	-76,4 N	13,4 %	9,9 %
600 N	137,1 N	-40,6 N	23,2 %	6,9 %
400 N	153,8 N	-24,1 N	38,2 %	6,0 %
200 N	167,5 N	-7,7 N	79,8 %	3,7 %
0 N	179,9 N	0 N	—	—
Mittelwert der Abweichung:			33,8 %	7,8 %

Die Auswertung über die Flankendifferenz E_{Diff} ist folglich viel genauer als die Auswertung über E_{abs} und wird deshalb verwendet.

6. Sensorcharakterisierung

Um die von den Ärzten geforderte Genauigkeit und Zuverlässigkeit zu erreichen, dürfen weder der Sensor noch die Auswerteschaltung von Umgebungseinflüssen wie Temperaturunterschieden und von Effekten wie Alterung abhängig sein beziehungsweise müssen diese kompensierbar sein. Zuerst wurde das Driftverhalten des Sensors untersucht und anschließend der Einfluss der Temperatur auf den Sensor, um festzustellen, ob eine Überprüfung durch einen Temperatursensor und eine Korrektur der Daten notwendig sind.

6.1. Zeitverhalten

Um den Einfluss der Alterung auf die Messergebnisse zu bestimmen, wurde beim ausgewählten Sensor (Material SP8, Durchmesser 7,8 mm, Höhe 2 mm, unpolariert) die Flankenanzahl untersucht, unter der Bedingung, dass die Temperatur konstant bleibt und die Belastung sich nicht ändert. Der Klimaschrank (Weiss Umwelttechnik, WK111-180) wurde hierfür auf 20 °C und 50 % Luftfeuchtigkeit gehalten und es wurde über einen Zeitraum von zehn Tagen gemessen. Die Halterung übte einen leichten konstanten Druck auf den Sensor aus, um die Elektroden und den Sensor zusammenzuhalten. Dies entspricht auch den Rahmenbedingungen des späteren Einsatzes des Sensors: Auf den Sensor wird über die Gehäusung eine moderate Vorspannung aufgebracht, um das nichtlineare Verhalten bei geringen Belastungen zu eliminieren. Abbildung 6.1 zeigt, wie sich die Flankenanzahl pro definierter Zeiteinheit unter diesen Bedingungen verändert. Zu erkennen ist, dass die Flankenanzahl langsam ansteigt, die Kapazität sich also verringert. Zurückzuführen ist dieses Verhalten wahrscheinlich auf eine langsame Entspannung der Halterung, Änderungen der Polarisierung des Materials sowie auf Eigenschaften der Auswerteschaltung. Diese Drift kann kompensiert werden, wenn nicht die

6. Sensorcharakterisierung

momentane absolute Flankenanzahl, sondern die Differenz zwischen der aktuellen Flankenanzahl und der Flankenanzahl im letzten gemessenen unbelasteten Zustand für die Auswertung herangezogen wird (siehe Kapitel 5.4).

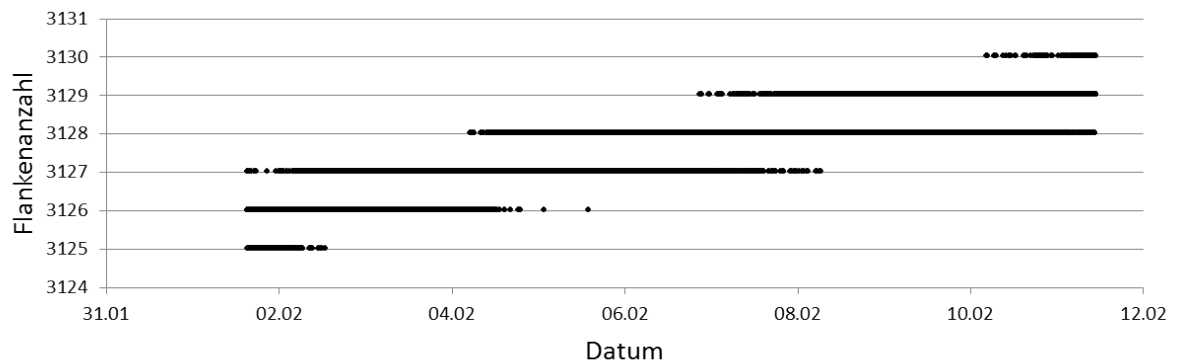


Abb. 6.1.: Gemessene Flankenanzahl pro 20/ms bei gleichbleibender Temperatur und gleichbleibender Belastung über zehn Tage.

Bei der nächsten Untersuchung wurde die Temperatur konstant bei 20 °C gehalten und der Sensor in der pneumatischen Anlage belastet. Der Belastungszyklus sah folgendermaßen aus: Es wurde je sieben Sekunden mit 200 N, 300 N, 400 N, 500 N, 650 N, 900 N und 1 200 N mit je sieben Sekunden Entlastungen zwischen den einzelnen Werten belastet. Anschließend wurde die gleiche Reihe absteigend durchgeführt. Der Sensor wurde hierfür in einen Gehäuse-Prototypen eingelegt, der in den Eigenschaften dem endgültigen Prototypen entsprach, siehe Abbildung 6.2.



Abb. 6.2.: Gehäuse-Prototyp zur Messung des Sensors in der pneumatischen Anlage, analog zum Gehäuse des fertigen Prototyps.

6. Sensorcharakterisierung

Die Ergebnisse sind in Abbildung 6.3 zu sehen. Nach drei Stunden durchgehender Belastung unterscheidet sich die Flankenanzahl bei gleicher Belastung erheblich: Die Werte bei beispielsweise 400 N Belastung unterscheiden sich zwischen dem ersten Belastungszyklus und nach dreistündigem Durchlauf des Belastungszyklus um etwa 30 Flanken, was bei dem ersten Belastungszyklus einem Unterschied von etwa 110 N Belastung entsprochen hätte.

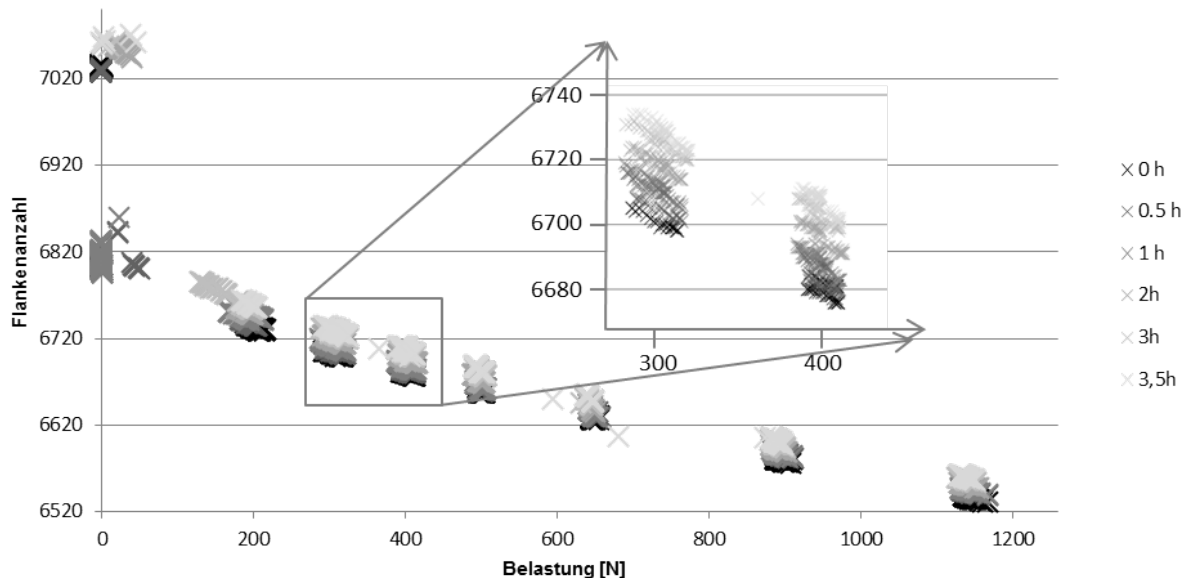


Abb. 6.3.: Gemessene Flankenanzahl während eines fortlaufenden Belastungszyklus bei gleichbleibender Temperatur. Je heller die Punkte sind, desto länger hat die Belastung bereits andauert.

Um diesen Fehler zu korrigieren, wird an statt der absoluten Flankenanzahl die Flankendifferenz zum letzten unbelasteten Zustand ausgewertet (vergleiche Kapitel 5.4). In Abbildung 6.4 ist anhand der Entwicklung der Flankendifferenz zu sehen, dass auch hier ein Drift auftritt: je länger die Belastungszyklen durchlaufen werden, desto geringer wird die Differenz der Flanken bei gleicher Belastung. In weiteren Versuchen hat sich herausgestellt, dass dies reversibel ist: Lässt man den Sensor eine Zeit ruhen, gleichen sich die Werte wieder denen zu Beginn der Belastungszyklen an. Im Vergleich zur Messung, bei der nur die Flankenanzahl ausgewertet wird, ergibt sich folgende Verbesserung: Bei einer Belastung von etwa 360 N beträgt der Unterschied der Flankendifferenz zwischen dem ersten Belastungszyklus und nach dreistündigem Durchlauf nur 4 Flanken, was bei dem ersten Belastungszyklus einem Unterschied von etwa 25 N Belastung entsprochen hätte. Bei längerem Durchlauf der Belastung verändern sich die Werte weniger stark, der Unterschied nach weiteren drei Stunden Belastungszyklus beträgt nur

noch 1,5 Flanken und nach weiteren drei Stunden wiederum noch 1,5 Flanken.

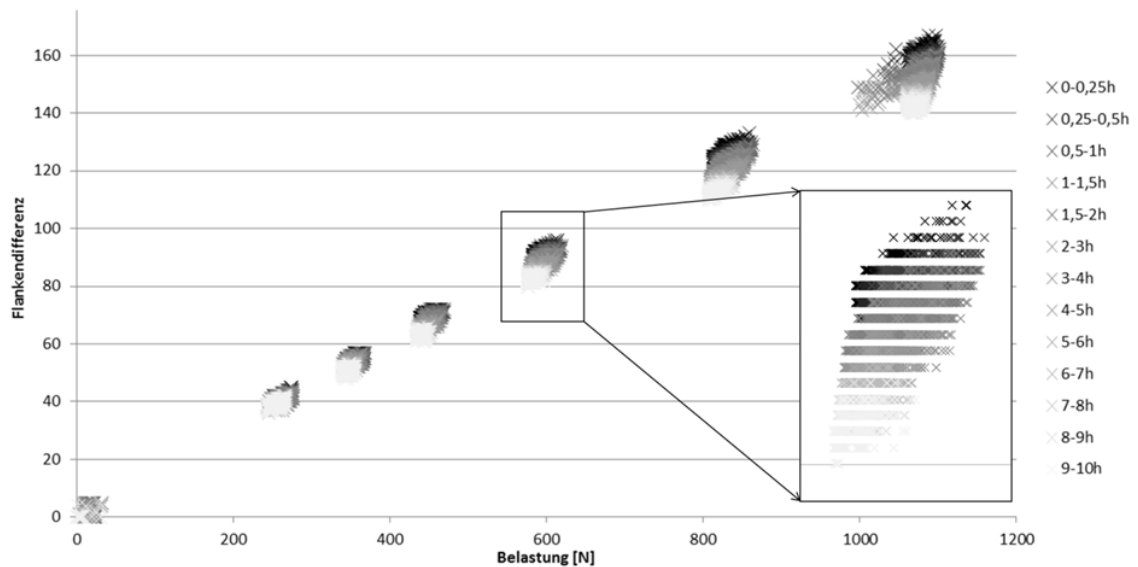


Abb. 6.4.: Gemessene Flankendifferenz bei gleichbleibender Temperatur und durchlaufendem Belastungszyklus. Je heller die Punkte, umso länger hat die Belastung bereits andauert.

Da im Anwendungsfall nicht damit zu rechnen ist, dass der Patienten mehrere Stunden wechselnde Belastungen auf das verletzte Bein aufbringt, und die Abweichungen nach zehn Stunden immer noch innerhalb der erlaubten Toleranz liegen, wird die Alterung durch die Auswertung über die Flankendifferenz ausreichend kompensiert.

6.2. Temperaturverhalten

Für den Sensor gilt: Die Dielektrizitätszahl ϵ_r nimmt bei PZT-Keramiken mit steigender Temperatur bis zur Curietemperatur zu. Eigentlich müsste die Dielektrizitätszahl sich verringern, da auf Grund der Wärmeausdehnung die Anzahl der Dipole pro Volumeneinheit abnimmt und die Neigung zur Unordnung bei steigender Temperatur zunimmt. Allerdings überwiegt die Zunahme der Beweglichkeit der Dipolmomente bei steigender Temperatur. Wird die Curietemperatur T_C erreicht, verringert sich ϵ_r stark, da die spontane Polarisierung in den Domänen verschwindet [FHS07]. Die Temperaturabhängigkeit von ϵ_r ist in Abbildung 6.5 dargestellt.

6. Sensorcharakterisierung

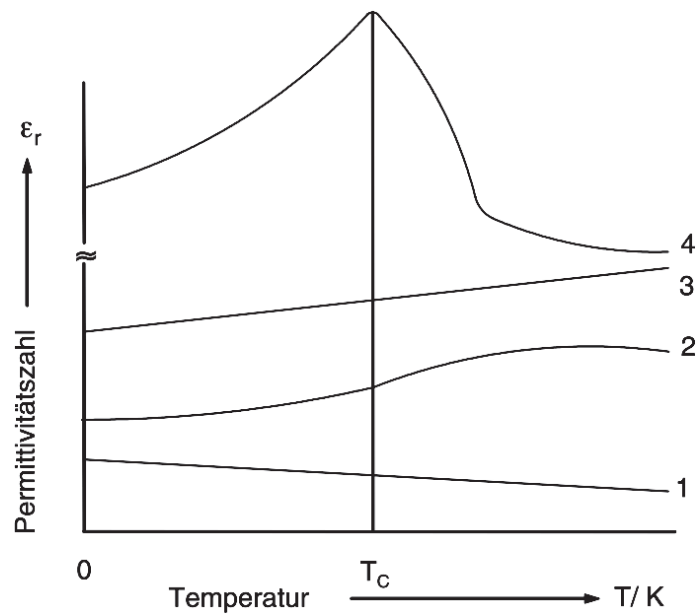


Abb. 6.5.: Abhängigkeit der Permittivitätszahl von der Temperatur. 1 = Dielektrikum mit Elektronenpolarisation; 2 = Dielektrikum mit Ionenpolarisation; 3 = Dielektrikum mit Orientierungspolarisation; 4 = Dielektrikum mit spontaner Polarisation (wie die verwendete PTZ-Keramik) [FHS07].

Relevant für den Einsatz war gemäß Lastenheft ein Temperaturbereich zwischen 0 °C und 50 °C. Eine Überprüfung einer niedrigeren Temperatur ist laut Lastenheft nicht erforderlich, da das Sensorsystem in eine Einlegesohle des Schuhs eingebettet wird und direkt unter dem Fuß getragen wird.

Zunächst wurde das Verhalten des Sensors untersucht, wenn die gleiche Belastung aufgebracht wird, aber die Temperatur variiert. Die Temperatur wurde zu Beginn konstant gehalten, um den Sensor auf die Umgebungsbedingungen zu bringen. Nach einer Stunde wurde die Temperatur von 20 °C in 10 ° Schritten bis 50 °C erhöht, da dies laut Lastenheft die maximale Temperatur ist, in der der Sensor betrieben wird. Anschließend wird die Temperatur bis zur laut Lastenheft geringsten Temperatur von 0 °C verringert. In Abbildung 6.6 sind die Ergebnisse dieser Messung zu sehen. Es ist zu erkennen, dass die Flankenanzahl stark von der Temperatur der Umgebung abhängt.

6. Sensorcharakterisierung

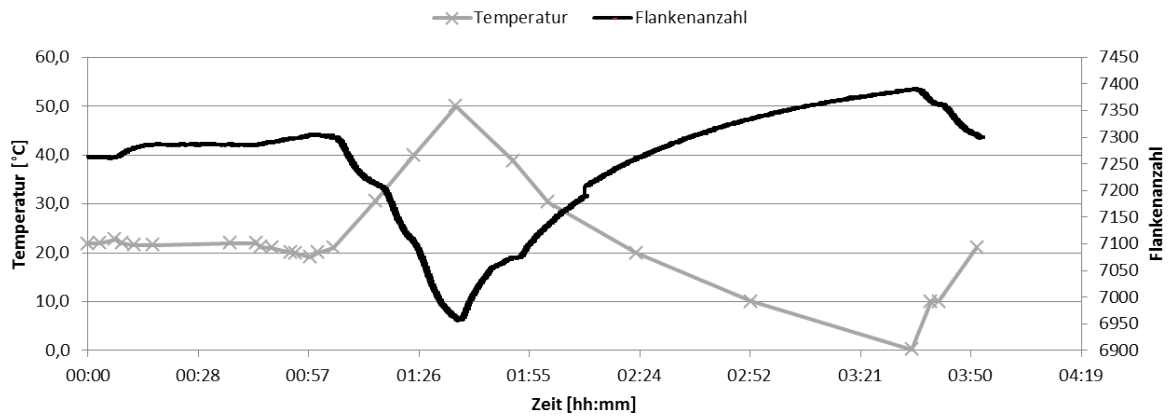


Abb. 6.6.: Gemessene Flankenanzahl bei wechselnder Temperatur und gleichbleibender Belastung.

In Abbildung 6.7 wurde die Flankenanzahl gegen die Temperatur aufgetragen mit den Werten aus Abbildung 6.6. Betrachtet man die Werte bei einer Temperatur von 20 °C und einer Temperatur von 50 °C, beträgt der Unterschied knapp 350 Flanken. Würde nur die absolute Flankenanzahl und nicht in Kapitel 5.4 beschrieben die Flankendifferenz zwischen belasteten und dem letzten unbelasteten Zustand ausgewertet werden, würde dies bereits einer Belastung von etwa 1500 N entsprechen. Es ist anzunehmen, dass die Unterschiede zwischen den Werten bei gleicher Temperatur an dem bereits erläuterten Driftverhalten und an der verzögerten Wärmeübertragung liegen.

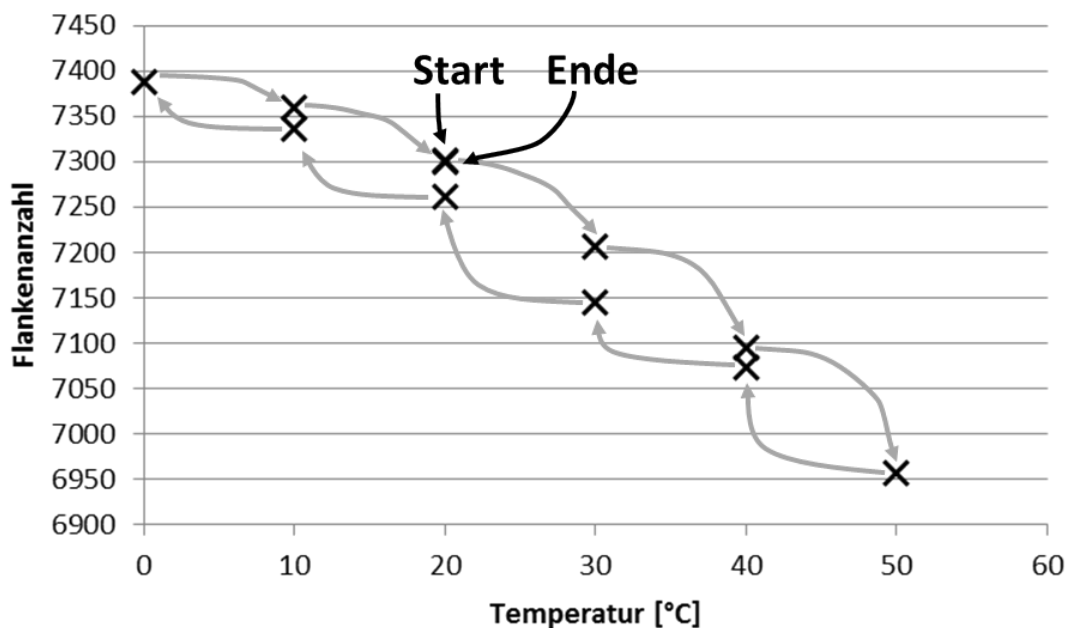


Abb. 6.7.: Aus Abbildung 6.6 entnommene Werte, die den Verlauf der Flankenanzahl bei Temperaturänderung zeigen, wenn die Belastung konstant bleibt.

6. Sensorcharakterisierung

In Abbildung 6.8 sind die Ergebnisse der Messung zu sehen, bei der der Sensor während eines durchlaufenden Belastungszyklus unterschiedlichen Temperaturen ausgesetzt ist. Es wurde je sieben Sekunden mit 200 N, 300 N, 400 N, 500 N, 650 N, 900 N und 1 200 N mit je sieben Sekunden Entlastungen zwischen den einzelnen Werten belastet. Es wurde die Flankendifferenz ausgewertet, wie es auch im endgültigen Prototyp realisiert ist. Anschließend wurde die gleiche Reihe absteigend durchgeführt. Die Temperatur wird von 20 °C auf 0 °C abgesenkt, anschließend auf 50 °C erhöht und wieder auf 20 °C abgesenkt. Man sieht, dass sich die Flankendifferenzen –aufgetragen auf der y-Achse- in Abhängigkeit der Temperatur bei gleichen Belastungen unterscheiden.

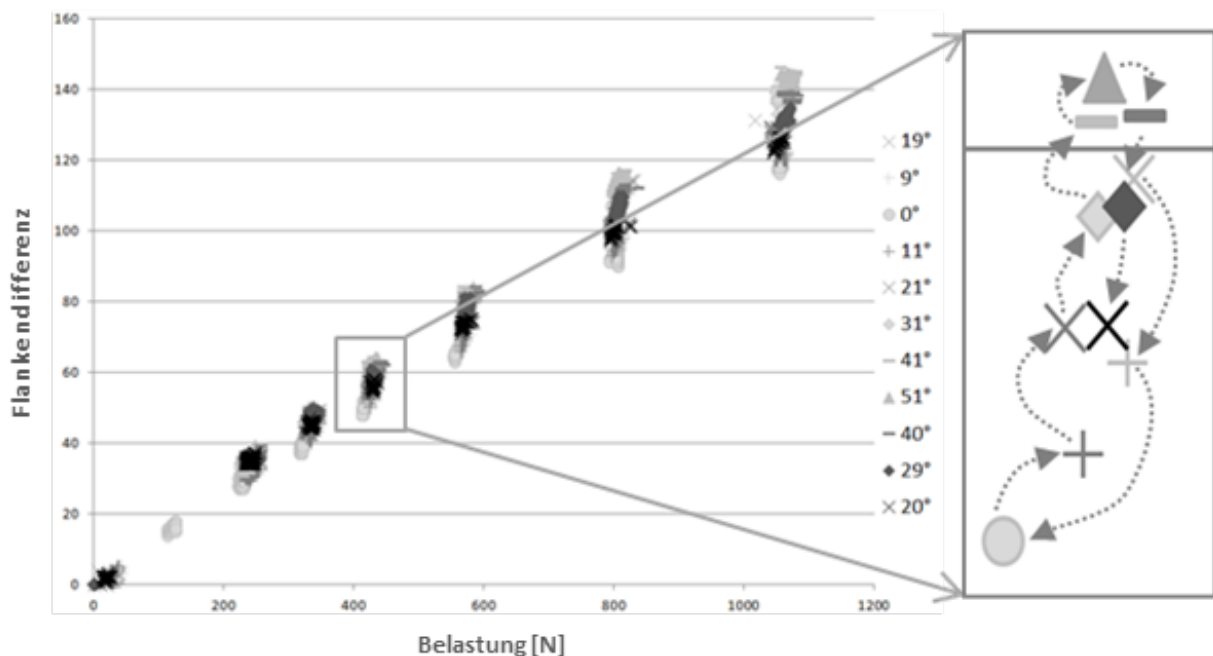


Abb. 6.8.: Gemessene Flankendifferenz bei wechselnder Temperatur und durchlaufendem Belastungszyklus. Rechts im Bild eine vergrößerte Darstellung der Mittelwerte bei einer Belastung von 420 N

In Tabelle 6.1 sind exemplarisch die Ergebnisse bei einer Belastung von 450 N zu sehen. Bei einer Temperaturerhöhung um 20 °C im Vergleich zum Beginn der Messung stieg die Flankendifferenz um 2 Flanken. Durch das im Kapitel 6.1 beschriebene alterungsbedingte Absinken der Flankendifferenz wäre auf 230 Minuten ein Absinken um 5 Flanken zu erwarten, die Temperaturerhöhung bewirkt also eine Erhöhung der Flankendifferenz um 7 Flanken, was in etwa einer Belastung von 44 N entspricht, was mit 9,8 % noch innerhalb der erlaubten Toleranz liegt [Eng16].

Tabelle 6.1.: Abhängigkeit der Flankendifferenz von Temperatur und vergangener Zeit während eines durchlaufenden Belastungszyklus bei einer Belastung von 450 N.

Temperatur [°C]	vergangene Zeit [min]	Flankendifferenz
19°	0	59
0°	160	50
21°	195	55
41°	230	61
51°	245	62
40°	270	61
20°	310	55

Es stellte sich heraus, dass Temperaturunterschiede erheblichen Einfluss auf das Messergebnis haben, diese aber noch weit innerhalb der Toleranz liegen. Daher ist ein Temperatursensor zur Kompensation der Einflüsse zu empfehlen, um verlässlichere Ergebnisse zu erhalten. Aus diesem Grund wurde im letzten Schaltungsprototyp ein Temperatursensor integriert, der auch über den Mikrocontroller ausgewertet werden kann.

7. Einsatz und Anwendung

Die Entwicklung des neuartigen Sensors fand im Rahmen des Projekts “Med-Last” (**Med**izinischer **Belastung**ssensor) statt. Das Ziel dieses Projekts war es, ein komplettes Sensorsystem zu entwickeln, das Belastungen, die auf ein Bein aufgebracht werden, misst, speichert und an den Patienten überträgt. Das System soll im medizinischen Bereich eingesetzt werden, daher ist die *Zuverlässigkeit* der übertragenen und aufgezeichneten Werte besonders wichtig. Für den Einsatz war es des Weiteren nötig, ein geeignetes Gehäuse zu entwickeln und zu untersuchen. Die Anforderungen mussten analysiert werden und das Gehäuse wurde mehrfach angepasst und verbessert. Einsatz und Zuverlässigkeit wurden am Sensor, am Sensorsystem und letztendlich am gesamten Prototypen getestet.

7.1. Das Projekt MedLast

Das Projekt “MedLast” hat die Entwicklung eines vollständig gekapselten Sensorsystems zur Patientenüberwachung in der Medizin zum Ziel. Im Falle einer von Ärzten auferlegten Belastungsbeschränkung nach Operationen und ähnlichem soll das System die Belastung der unteren Gliedmaßen messen und speichern. Die Daten werden dann drahtlos an eine Anzeigeeinheit in Form einer Armbanduhr übertragen, so dass der Patient sich selbst konditionieren kann. Zusätzlich warnt das System im Bedarfsfall vor Überbelastung. Das Projekt wird gefördert vom VDI/VDE-IT unter dem Förderprogramm „MST Bayern“ und ist ein Verbundprojekt mit folgenden Firmen:

- CeramTec, Lauf an der Pegnitz
- Siegert electronic, Cadolzburg
- MicroNova, Vierkirchen

Der Ideengeber zu diesem Projekt war Dr. Hans-Peter Harasim, ein Chefarzt des Gelsenkirchener St.-Josefs-Hospitals.

7. Einsatz und Anwendung

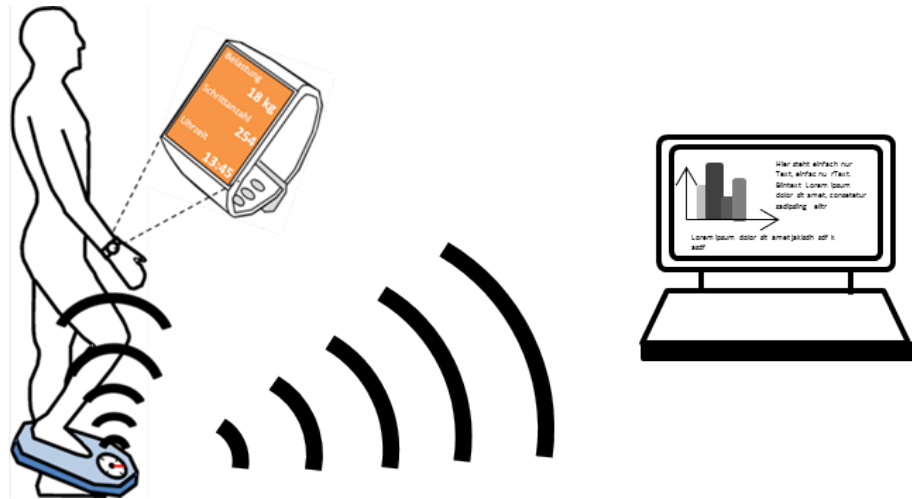


Abb. 7.1.: Sinnbildliche Darstellung des Sensorsystems: Die Sensoreinheit unter dem Fuß wertet die Daten aus, speichert diese und überträgt sie an die Anzeigeeinheit am Handgelenk des Patienten in Form einer Armbanduhr. Zusätzlich werden beim Arztbesuch die Daten des Datenloggers per Funk auf den PC des Arztes übertragen, auf dem die dazugehörige Applikation installiert ist.

Das System soll nach Operationen oder Verletzungen im Bein-/Fußbereich eingesetzt werden. Nach solchen Verletzungen und Eingriffen tritt oft der Fall auf, dass das Bein über eine bestimmte Dauer geschont und somit nur mit definierter begrenzter Belastung (20 kg aufwärts) beladen werden soll. Wenn Komplikationen im Heilungsverlauf auftreten, ist es zurzeit problematisch herauszufinden, wo die Ursache lag: zu starke oder zu geringe Belastung in der Heilungsphase durch den Patienten oder ein Fehler der Ärzte. 2009 betrug die Komplikationsrate allein bei Hüftoperationen 7,1 % [BMQ09], bei einer jährlichen Anzahl von 220.000 Operationen [Sta15] sind das 15.000 Fälle mit Komplikationen, die aufgeklärt werden müssen. Ziel des Sensorsystems ist neben dieser Aufklärung vor allem die Reduzierung dieser Komplikationen.

Bisherige Vorgehensweisen, wie in Abschnitt 2.1.1 beschrieben, helfen dem Patienten nur wenig bei der Einschätzung des aufgetragenen Gewichts. Das kann zu folgenden Problemen führen:

- Der Patient ist zu sorglos und belastet das Bein zu stark, oft wird erst an der Schmerzgrenze gestoppt. Hierbei können das Implantat, der Bruch oder die verletzte Sehne geschädigt werden; eine Nachbehandlung kann notwendig sein. Bei den immer häufiger durchgeführten Operationen vor allem im Hüftbereich kann diese Überbelastung zum Beispiel zum Abbruch des Schaftes führen.

7. Einsatz und Anwendung

- Der Patient ist ängstlich und fürchtet eine versehentliche Überbelastung. Die Bewegung in der Heilungsphase wird eingeschränkt, es kann zu Versteifungen v.a. nach Hüftendoprothesen kommen oder zu einem verzögerten Heilungsprozess.

Beide Fälle können zu einem nicht optimalen Heilungsverlauf führen und zeit-, schmerz- und kostenintensive Nachbehandlungen notwendig machen. Des Weiteren würde ein solches System die Bewegungsfreiheit und Selbständigkeit der Patienten erhöhen: Vor allem ältere Patienten fürchten eine Nachbehandlung und einen erneuten Krankenhausaufenthalt, daher schränken sie sich in ihrem alltäglichen Leben zum Teil übermäßig ein, um nicht versehentlich überzubelasten. Das Sensorsystem soll mit seiner unmittelbaren Anzeige der Momentanbelastung Abhilfe schaffen und den Patienten in der Heilungsphase eine größere Autonomie erlauben.

Das angestrebte Ziel war, die hohe Komplikationsrate zu senken und für den Fall von postoperativen Komplikationen ein Beweismittel zu haben, ob diese im Verantwortungsbereich des behandelnden Arztes oder des Patienten liegen. Bei Nachbehandlungskosten von z.B. 12.000 bis 20.000€ bei Abbruch eines Schaftes nach einer Hüftendoprothese ist das für Krankenkassen und Krankenhäuser ein wichtiger Gesichtspunkt. Es kommt immer wieder zu Verfahren zwischen Patienten/Krankenkassen und Krankenhäusern, um zu klären, wer die Kosten zu tragen hat und ob ein eventueller Anspruch auf Schmerzensgeld besteht.

Um die medizinische und wirtschaftliche Bedeutung eines solchen Systems aufzuzeigen, hier ein Auszug aus der Operationsstatistik von 2014 in der BRD [Sta15]:

- 219.000 Hüftendoprothesen
- 149.000 Knieendoprothesen
- Ca. 400.000 bis 500.000 operative Frakturbehandlungen mit Implantaten

Es ist also sowohl für Krankenkassen als auch Krankenhäuser wirtschaftlich vorteilhaft, ein solches System zu verwenden. Darüber hinaus ist es für die Krankenhäuser von großem Vorteil, wenn patientenbedingte und behandlungsbedingte Komplikationen eindeutig getrennt werden können. Die Operationsstatistik eines Krankenhauses dient in Fachkreisen als Visitenkarte und als Maßstab von Quali-

tät. Können nun die patientenbedingten Schwierigkeiten aus der Statistik gefiltert werden und die behandlungsbedingten eindeutig zugewiesen werden, gibt das ein genaueres und umfassenderes Bild der Qualität der Krankenhäuser.

7.2. Bestandteile des Projekts

Das Sensorsystem soll aus zwei Einheiten bestehen: der Sensoreinheit, die unter dem betroffenen Fuß getragen wird, und der Anzeigeeinheit, die sich in einer Armbanduhr am Handgelenk des Patienten befindet. Die Sensoreinheit besteht aus folgenden Bestandteilen:

- Sensor zur Erkennung der Belastung
- Signalaufbereitungs- und –auswertungsmodul
- Datenlogger zur permanenten Speicherung der Belastungssignale
- Funksystem zur Signalübertragung auf eine spezielle Armbanduhr und an die Applikation des Arztes
- drahtlose Stromübertragung
- Flach-Akku als Energiespeicher mit einer anfangs vollen Energieladung
- Gehäuse mit bestmöglich optimierter Krafteinleitung
- eventuelle Tragekontrolle

In der Anzeigeeinheit in Form einer Armbanduhr sind zu finden:

- Funkempfangseinheit
- Momentanbelastungsanzeige
- Maximalbelastung des letzten Schritts
- Tageszähler zur Anzeige der Bewegung
- Uhrenmodul zur Anzeige der Tageszeit
- Akustischer Signalgeber zur Warnung bei Überbelastung

Als Anzeigeeinheit wurde die eZ430-Chronos von Texas Instruments ausgewählt. Da zu Beginn des Projekts Patienten im Fokus standen, die ein neues Hüftgelenk

7. Einsatz und Anwendung

bekommen, und diese zu 73% über 65 Jahre alt sind [hkk13], wurde als Anzeigeeinheit eine Darstellungsform gewählt, die für ältere Menschen vertraut und leicht zu bedienen ist. Im Jahre 2015 nutzten nur 25% der über 65-Jährigen [Bit15] ein Smartphone, daher fiel die Entscheidung auf eine Anzeigeeinheit in Form einer Armbanduhr. Eine Erweiterung auf eine Übertragung mit Bluetooth auf ein Smartphone inklusive Anzeige in einer App ist jedoch geplant.

Zusätzlich zu diesen beiden Bestandteilen gibt es noch eine von dem Projektpartner MicroNova erstellte Applikation (siehe Abbildung 7.2 und 7.3) für den Arzt, um die Daten des Sensorsystems auszuwerten. Hierfür erhält der Arzt die Werte per Funk an den PC übertragen. Übertragen werden alle nötigen Informationen zu Überbelastungen wie Maximalwerte und Dauer, Schritte pro Tag und Schritte im Unterlastbereich. Des Weiteren werden über die Applikation die erlaubten Belastungswerte für den Heilungszeitraum eingestellt.

The screenshot displays the MicroNova application interface for a doctor. The top bar includes patient information (Patient Nr. 3, Albrecht, Hans, männlich, 69 Jahre), navigation icons, and user information (Dr. Jenkins, Standard Benutzer A). The main content area is divided into a left sidebar with navigation buttons (Patient, Behandlungsfall, Konfiguration, Fusscontroller, Uhr, Auswertung, Schrittzähler, Belastungsdaten, Tragerekorddaten) and a main panel. The main panel shows the treatment case details for 'Künstliche Hüfte - rechts' (Status: NEU) and a table of load specifications (Belastungsvorgaben) over 12 weeks. The table has columns for 'Normbelastung' and 'Abweichung'. At the bottom, there are buttons for 'Neu', 'Ändern', and 'Laden'.

	Normbelastung	Abweichung
Woche 1 (11.06.16 - 17.06.16)	30 kg	5 kg
Woche 2 (18.06.16 - 24.06.16)	30 kg	5 kg
Woche 3 (25.06.16 - 01.07.16)	35 kg	5 kg
Woche 4 (02.07.16 - 08.07.16)	35 kg	5 kg
Woche 5 (09.07.16 - 15.07.16)	35 kg	5 kg
Woche 6 (16.07.16 - 22.07.16)	40 kg	5 kg
Woche 7 (23.07.16 - 29.07.16)	40 kg	5 kg
Woche 8 (30.07.16 - 05.08.16)	40 kg	10 kg
Woche 9 (06.08.16 - 12.08.16)	45 kg	10 kg
Woche 10 (13.08.16 - 19.08.16)	45 kg	10 kg
Woche 11 (20.08.16 - 26.08.16)	50 kg	10 kg
Woche 12 (27.08.16 - 02.09.16)	60 kg	10 kg

Abb. 7.2.: Screenshot der Applikation für den Arzt zum Einstellen der Grenzwerte und Toleranzen.

7. Einsatz und Anwendung

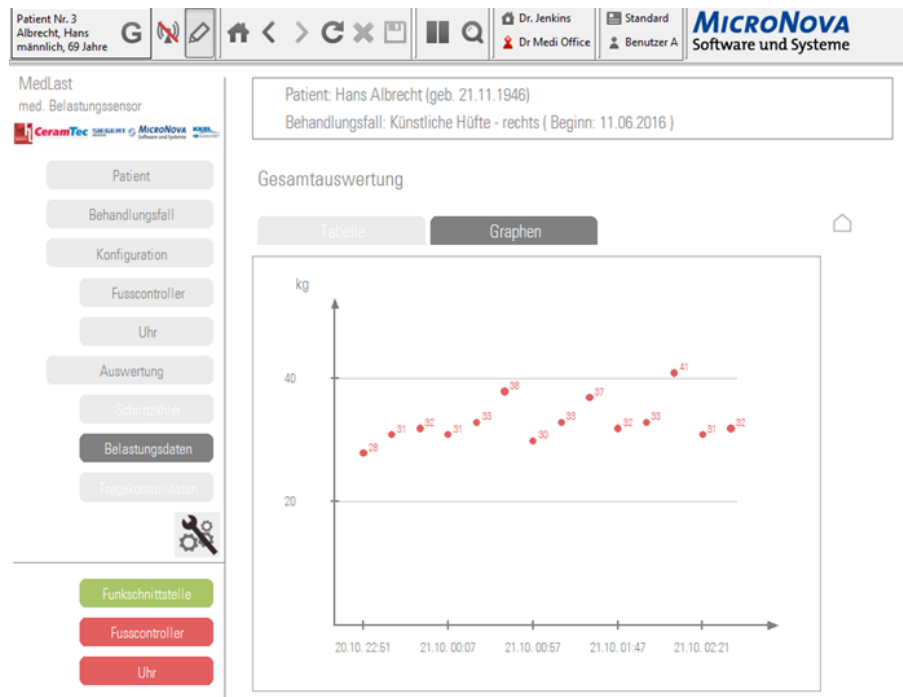


Abb. 7.3.: Screenshot der Applikation für den Arzt mit einer graphischen Darstellung der Überlastwerte.

7.3. Das Gehäuse

Neben der Auslegung des Sensors war auch das Design des Gehäuses maßgebend. Eine Kapselung des Sensorsystems ist notwendig, damit es desinfizierbar und gegen Manipulation geschützt ist. Während des Entwicklungsprozesses wurde das Gehäuse in einem 3D-Drucker gefertigt, für die Serienproduktion wird es per Spritzgussverfahren hergestellt werden.

7.3.1. Anforderungen an das Gehäuse

Es ergeben sich folgende Anforderungen an das Gehäuse:

- Ein *größtmöglicher Anteil der Belastung* muss direkt über den Sensor geleitet werden und darf nicht über den Rand des Gehäuses verloren gehen.
- Das Aufbringen einer gewissen *Vorspannung* muss möglich sein, da die Sensoren im geringen Belastungsbereich unter 100 N nicht immer ein lineares Verhalten zeigten.

7. Einsatz und Anwendung

- Das Gehäuse muss *mechanisch stabil* sein, unterhalb des Sensors ergibt sich bei einer Belastung von 1200 N ein Druck von 63 MPa.
- Die Belastung muss *gerichtet* werden. Auch wenn der Patient die Belastung schräg auf das Gehäuse aufbringt, muss mit dem Sensor doch die Absolutbelastung richtig gemessen werden.
- Das Gehäuse muss *wasserdicht* sein, so dass es desinfiziert werden kann und Regen und Schnee die Elektronik nicht beeinflussen.

7.3.2. Entwicklung des Gehäuses

Die Entwicklung des Gehäuses fand mittels Reverse-Engineering unter Einsatz der 3D-Drucktechnologie statt: Nach ersten Vorüberlegungen, bei denen oben genannte Anforderungen maßgeblich waren, sofern bereits bekannt, wurde ein erster Prototyp konstruiert und per Finite Elemente Modell Analyse berechnet. Parallel dazu wurde im HP Designjet 3D, einem 3D-Drucker der Hochschule Landshut, dieser Prototyp gefertigt. Aus den Tests mit Hilfe des Prototyps und der Analyse wurde das Produkt verbessert und erneut konstruiert und produziert. Diese Schritte wurde im Laufe des Projekts vielfach wiederholt, da neue Erkenntnisse bei den Anforderungen auftraten und sich neue Beurteilungen aus den Tests der Prototypen ergaben.

In diesem Entwicklungsprozess waren viele Einzelschritte nötig, um zu einem Gehäuse zu gelangen, das alle oben stehenden Ansprüche erfüllt. Einige Anforderungen an das Gehäuse ergaben sich erst aus Ergebnissen von Untersuchungen während des Projektverlaufs, wie beispielsweise die nötige Vorspannung, um das nichtlineare Verhalten bei geringeren Belastungen auszugleichen. Diese hatten große Änderungen bei den Prototypen und eine aufwendige Optimierung zur Folge.

Exemplarisch werden in Abbildung 7.4 einige der Entwicklungsschritte und die dazugehörigen Berechnungen abgebildet: Bei dem ersten Prototypen (oben) wurde ein zu hoher Prozentsatz der Belastung über den Rand des Gehäuses abgeleitet. Das hätte eine höhere geforderte Sensitivität des Sensors zur Folge gehabt, um die gleichen Ergebnisse zu erzielen wie bei einem Gehäuse, bei dem idealerweise

7. Einsatz und Anwendung

nur ein geringer Prozentsatz der Belastung über den Rand abgeleitet wird. Beim zweiten Prototyp (Mitte) war die Festigkeit des Gehäuses nicht ausreichend, um einer Belastung von 1500 N auf längere Zeit standzuhalten. Beim dritten Prototyp (unten) war die Vorspannung zu gering, um das nichtlineare Verhalten des Sensors bei geringen Belastungen zu eliminieren.

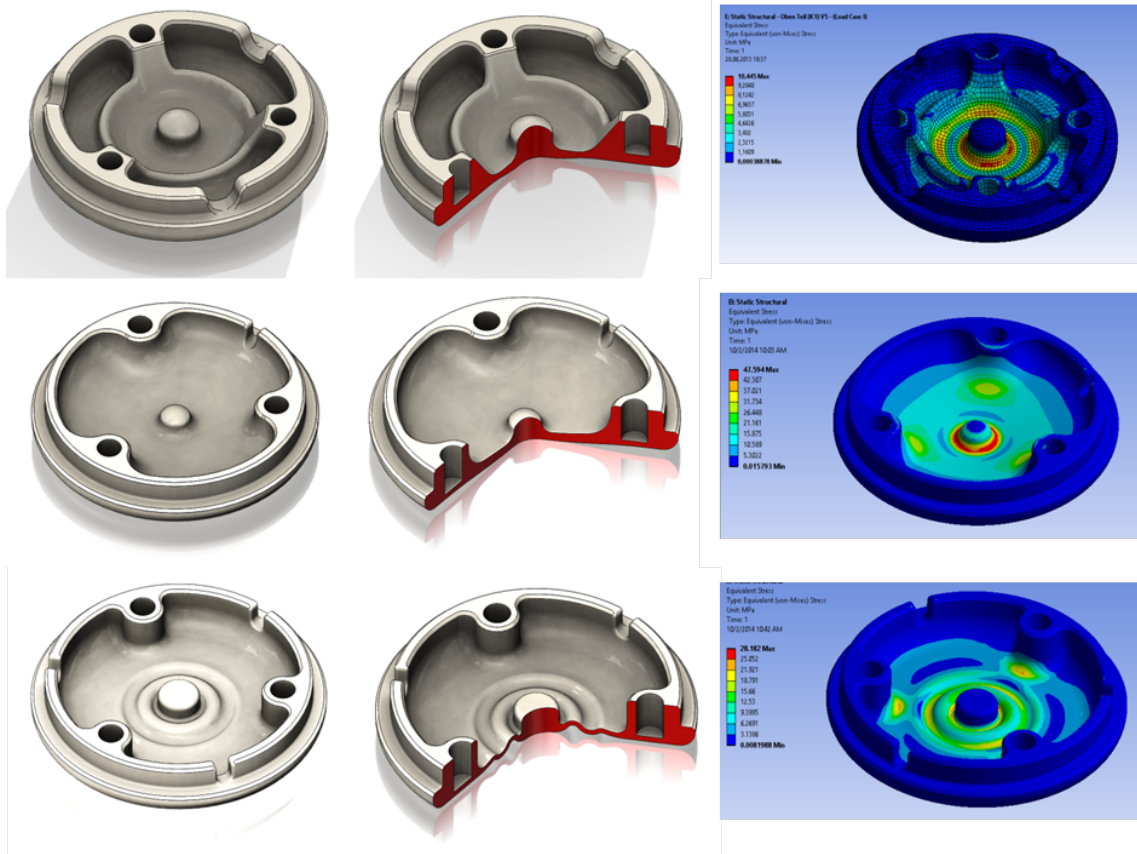


Abb. 7.4.: Entwicklungsschritte des oberen Teils des Gehäuses des Sensorsystems. Bei dem ersten Prototypen (oben) wurde ein zu großer Anteil der Belastung über den Rand des Gehäuses abgeleitet; bei dem zweiten (Mitte) war das Gehäuse nicht stabil genug; beim dritten Prototyp (unten) war die Vorspannung ungenügend.

Das Prinzip der Wellenstruktur, wie man sie bei dem dritten Prototypen in Abbildung 7.4 erkennen kann, wurde auch beim endgültigen Prototypen für den klinischen Test verwendet. Durch die Wellenstruktur wurde erreicht, dass der Druckpunkt vom Rand des Gehäuses bestmöglich entkoppelt wird und somit die aufgebrachte Kraft zu einem größtmöglichen Anteil über den Sensor geleitet wird und gleichzeitig der Spritzwasserschutz gewahrt werden kann.

7. Einsatz und Anwendung

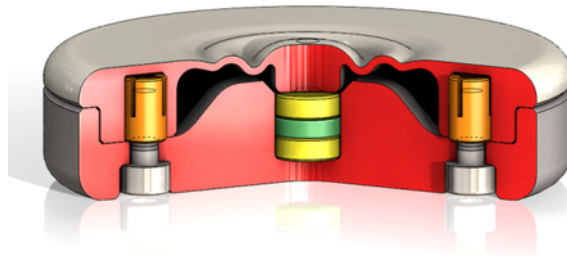


Abb. 7.5.: Schnittbild des Gehäuses mit Wellenstruktur für den Sensor (grün) mit den Messingelektroden (gelb)

Durch die Wellenstruktur war es aber nicht mehr möglich, die nötige Vorspannung rein über das Gehäuse aufzubringen. Diese Vorspannung wurde nun durch eine Konstruktion aus Schrauben und Federblechen verwirklicht (vergleiche Abbildung 7.6). Das obere Federblech musste vom unteren Federblech isoliert werden, um eine Kapazitätsmessung des Sensors zu ermöglichen.

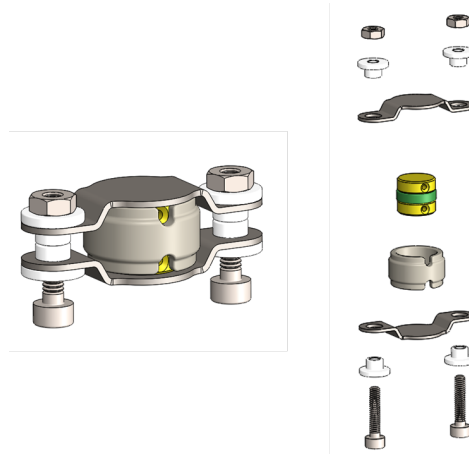


Abb. 7.6.: Vorrichtung zum Aufbringen einer Vorspannung auf den Sensor, um das nichtlineare Verhalten bei geringen Belastungen zu kompensieren.

Abbildung 7.7 dient der Veranschaulichung des Verlauf der Vergleichsspannung in der Wellenstruktur, wenn die Kraft mittig und senkrecht auftrifft. Der Fersenteil wurde zur besseren Darstellung ausgeblendet.

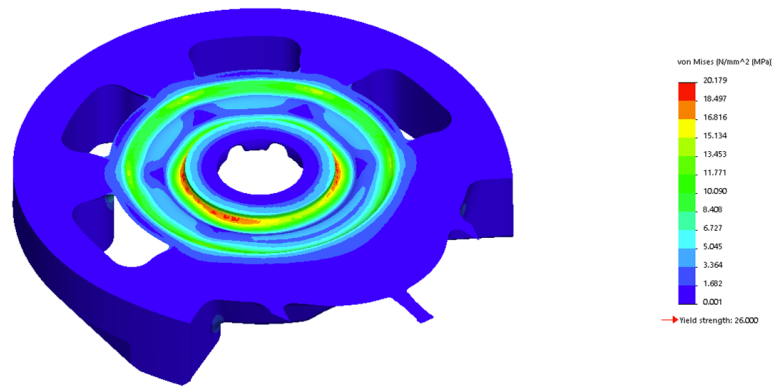


Abb. 7.7.: Verlauf der Vergleichsspannung in der Wellenstruktur, wenn die Kraft mittig und senkrecht auftrifft. Der Fersenteil wurde bei der Darstellung ausgeblendet

7.3.3. Materialuntersuchungen am Gehäuse

Beim 3D-Druck hängen die Materialparameter des zu druckenden Materials von der Druckrichtung ab und weichen beträchtlich von denen des Vollmaterials ab. Die Daten des verwendeten Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymerisats (ABS) lagen vor, allerdings unterschieden sich Zug- und Druckfestigkeit, abhängig von der Richtung, in der das Objekt gedruckt wurde, beträchtlich. Das Elastizitätsmodul des fertigen Objekts hängt somit also auch von der Druckrichtung bei der Fertigung ab.

In Abbildung 7.8 sind die Ergebnisse eines Zugversuchs an der im Bild unten dargestellten Geometrie zu sehen: Die in x-Richtung aufgetragene Dehnung in Prozent hängt nicht nur von der Spannung ab, die durch den Zugversuch auf die Geometrie aufgebracht wurde, sondern auch von der Druckrichtung, in der der Prototyp gedruckt wurde. Der Druck erfolgt, indem die einzelnen Lagen beim Druck um 90° gedreht gedruckt werden (Kreuzstruktur). Das führte sowohl beim horizontalen Druck parallel zur x-Achse als auch beim vertikalen Druck parallel zu z-Achse zu einer geringeren Zugfestigkeit als bei den horizontal, im 45° zur x- und y-Achse, gedruckten Prototypen. Die Maximalspannung, bevor es zum Bruch des Objekts kam, lag bei dem Druck, der horizontal im 45°-Winkel zur x-Achse erfolgte, über 50% höher als bei dem Druck parallel zur x-Achse.

7. Einsatz und Anwendung

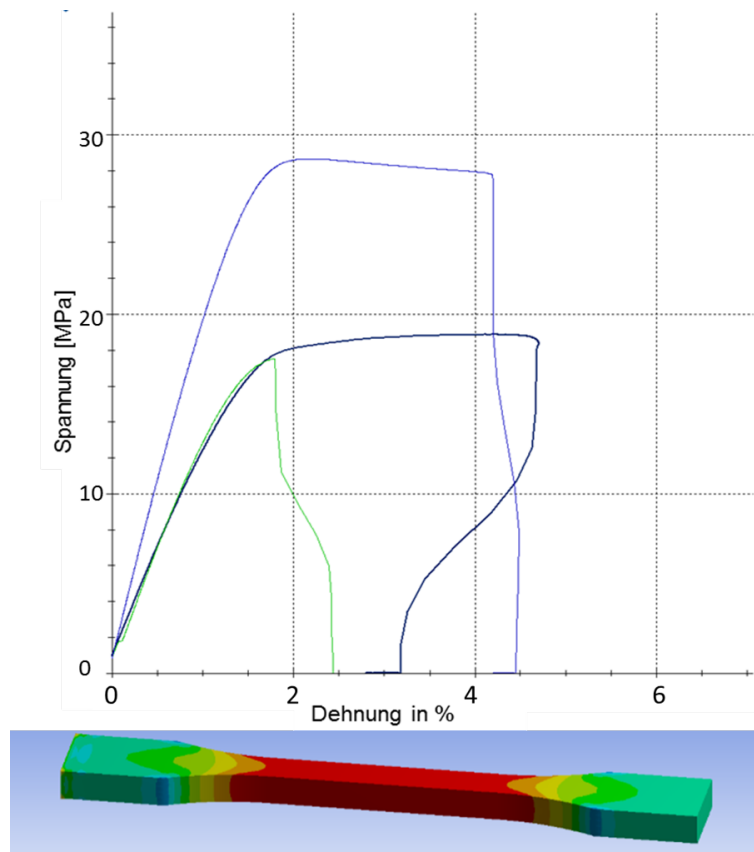


Abb. 7.8.: Zugversuche an der im Bild unten dargestellten gedruckten Geometrie. Die im Diagramm dargestellten Linien gehören zu verschiedenen Druckrichtungen im 3D-Drucker: Grün: vertikaler Druck; Dunkelblau: horizontaler Druck in x -Richtung; Lila: horizontaler Druck im 45° Winkel zu Grundplatte.

In Abbildung 7.9 sieht man die Ergebnisse, wenn ein rechteckiger Block ($H \times B \times L$: 4 cm \times 2 cm \times 2 cm) belastet wird: Bei der grünen Linie wurde der Block gedruckt und anschließend in x -Richtung belastet, bei der blauen Linie erfolgte die Belastung entlang der z -Achse. Auch hier ist ein Unterschied in den Materialeigenschaften erkennbar, wenngleich nicht so ausgeprägt wie bei den obigen Zugversuchen. Wird die Belastung horizontal zur Druckrichtung aufgebracht (grüne Linie), ergeben bereits geringere Kräfte den gleichen Standardweg wie bei dem Block, der in z -Richtung belastet wird.

7. Einsatz und Anwendung

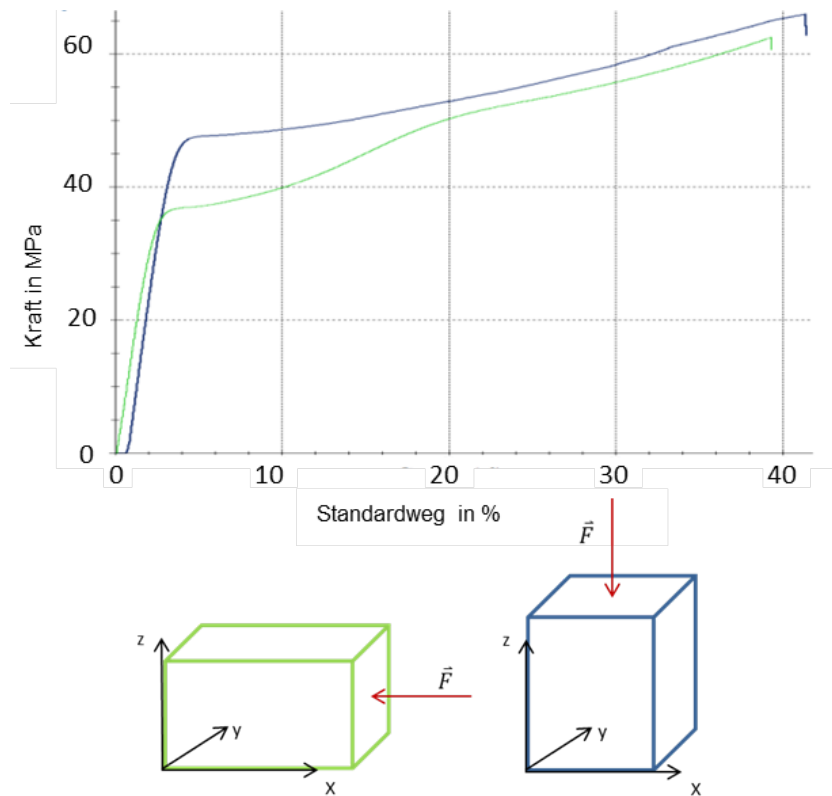


Abb. 7.9.: Druckversuche an der im Bild unten dargestellten gedruckten Geometrie. Die grüne Linie stellt den Stauchungs-/Kraftverlauf dar, wenn der gedruckte Block in x-Richtung belastet wird. Die blaue Linie erfolgte die Belastung entlang der z-Achse.

Als nächstes wurden entsprechende Druckversuche an der Gehäusestruktur vorgenommen. Hierbei wurden drei Druckmodi unterschieden: ein horizontaler, ein vertikaler und ein Druck im 45°-Winkel zur Grundplatte. Eine Rotation wie bei dem in Abbildung 7.8 dargestellten Versuch brächte keinen Vorteil, da das Gehäuse durch seinen runden Aufbau symmetrisch zum Mittelpunkt ist. Bei den Druckversuchen wurden nur die Gehäuseoberteile ohne entsprechendes Bodenteil verwendet. Daher ergeben sich viel kleinere Maximalbelastungen, bevor es zum Bruch kommt, als wenn ein Gegenstück vorhanden wäre. In diesem Versuch wird lediglich der Einfluss der Druckrichtung auf die Stabilität des Objekts aufgezeigt, daher ist das Gegenstück nicht nötig. In Abbildung 7.10 erkennt man den Einfluss der Druckrichtung des Gehäuses auf die Stabilität: Beim Druck in horizontaler Richtung (grüne Linie) bricht das Oberteil bereits bei 130 N Belastung bei einer Stauchung von 1,9 mm. Erfolgt der Druck in vertikaler Richtung (blaue Linie), tritt die Zerstörung erst nach einem Druck von 171 N und einer Stauchung von 4,3 mm ein. Wird das Gehäuse im 45°-Winkel zur Grundplatte gedrückt, ergibt sich eine mögliche Maximalbelastung ohne Gegenstück von 190 N bei einer Stauchung von 3,5 mm.

7. Einsatz und Anwendung

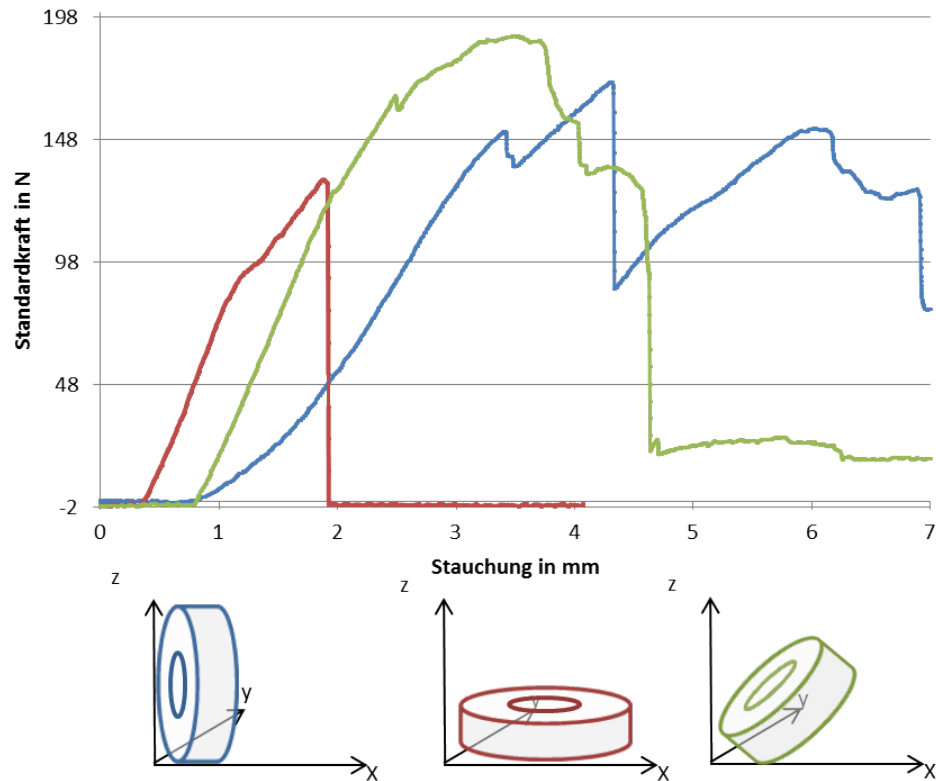


Abb. 7.10.: Druckversuche an der Gehäuse-Geometrie. Die blaue Linie repräsentiert die Kennlinie für ein vertikal gedrucktes Gehäuse, die rote Linie für ein horizontal gedrucktes. Bei der grünen Linie wurde das Gehäuse im 45°-Winkel zur Basisplatte gedruckt.

Diese sehr unterschiedlichen Ergebnisse sind nicht allein auf die unterschiedlichen Materialeigenschaften zurückzuführen, die sich bereits aus den in den vorherigen Zug- und Druckversuchen festgestellten Einflüssen ergeben haben, sondern vor allem auf die Geometrie des zu druckenden Körpers. Die Wellenstruktur, die für eine verminderte Ableitung der wirkenden Kräfte über die Außenseiten des Gehäuses sorgt, erschwert die Festlegung der idealen Druckparameter.

Wie man in Abbildung 7.11 erkennen kann, müsste bei einer horizontalen Druckweise nur die Verbindung zwischen zwei Lagen gelöst werden, um einen Bruch des Gehäuses zu erreichen. Bei einem vertikalen Druck muss dagegen eine durchgehende Struktur zerrissen werden. Wenn das Gehäuse allerdings im 45°-Winkel zur Basisplatte (vergleiche grüne Struktur in Abbildung 7.10) gedruckt wird, liegen die Lagen nicht direkt übereinander, sondern versetzt. Dies hat zur Folge, dass eine höhere Festigkeit erzielt werden kann.

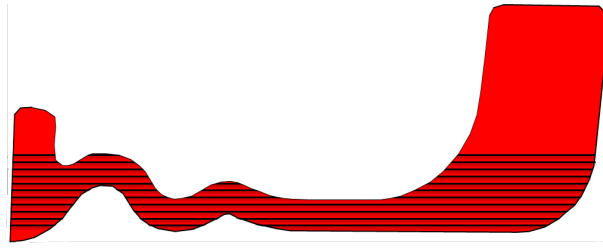


Abb. 7.11.: Halber Querschnitt durch die zu druckende Form. Die rote Struktur soll gedruckt werden, die schwarzen Linien stellen den schichtweisen Aufbau durch den 3D-Drucker dar.

Die so gewonnen Erkenntnisse wurden bei den Berechnungen zu Verformung und Kraftverteilung miteinbezogen.

7.3.4. Entwicklungsschritte am Gehäuse

Erster Gehäuseprototyp

Der erste Gehäuseprototyp wurde angefertigt, um ein Anschauungsobjekt für die späteren Größenverhältnisse des Systems zu haben. Eine Halterung für den Sensor ist noch nicht vorgesehen.



Abb. 7.12.: Gehäuseprototyp 1

Zweiter Gehäuseprototyp

Bei diesem Prototypen wurden erste Tests mit dem Sensor im Gehäuse bei Belastung vorgenommen. Die runde Erhebung stellt sicher, dass die aufgebrachte

7. Einsatz und Anwendung

Kraft über den Sensor geleitet wird und nicht über den Rand des Gehäuses verloren geht. Zur Auswertung des Sensorsignals wurde der Sensor über Kabel kontaktiert, die aus dem Gehäuse geführt wurden.

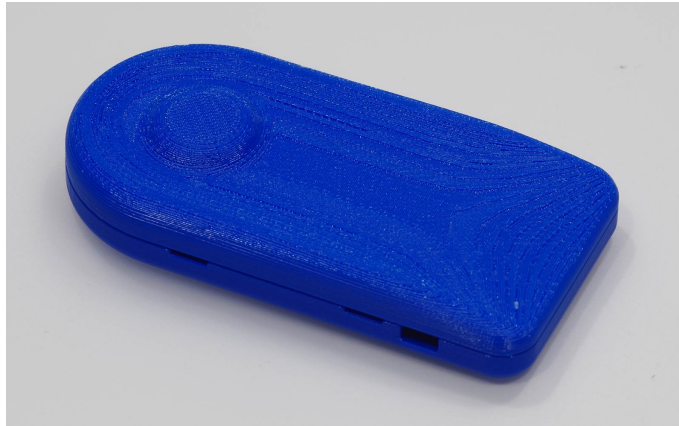


Abb. 7.13.: Gehäuseprototyp 2

Dritter Gehäuseprototyp

Bei diesem Prototypen wurde die Auflagefläche der Ferse an die menschliche Anatomie angepasst, um den Tragekomfort zu erhöhen. Allerdings tritt hier ein Kraftnebenschluss über das Gehäuse auf. Mit diesem Prototypen wurden Versuche unternommen, die Verteilung des Kraftflusses der aufgebrachten Belastung über den Sensor und den Rand des Gehäuses zu ermitteln. Diese Versuche waren leider nicht zielführend, da die Richtung der aufgebrachten Belastung und die Druckverteilung zu stark variieren.



Abb. 7.14.: Gehäuseprototyp 3

Vierter Gehäuseprototyp

Dieser Gehäuseprototyp hatte die Ausmaße einer Schuhgröße 38. Er ist dreigeteilt, der vorderste Teil, der unten den Zehen liegen soll, enthält die Empfängerspule der drahtlosen Stromübertragung. Der Mittelteil ist hier noch aus ABS-Kunststoff gefertigt, ist aber, sollte das Design beibehalten werden, aus einem weichen, biegsamen Material geplant. In der hinteren Teil befinden sich Sensor und Auswerteschaltung. Dies ist der erste Prototyp, bei dem die Wellenstruktur bereits verwendet wurde, um den Druckpunkt vom Rand des Gehäuses zu entkoppeln.



Abb. 7.15.: Gehäuseprototyp 4

Fünfter Gehäuseprototyp

Bei diesem Gehäuseprototypen wurde Größe so minimiert, dass es möglich war, ihn in eine Einlegesohle einzubetten. Die Löcher an der Oberseite der Gehäuses sind für den Buzzer, um die Lautstärke zu erhöhen. Im Gehäuse finden bereits der Sensor, die Auswerteschaltung, der Akku, die Ladespule und der Buzzer Platz.



Abb. 7.16.: Gehäuseprototyp 5

Sechster Gehäuseprototyp

Die Fläche, auf der die Kraft aufgebracht wird, wurde auf Fersengröße vergrößert. Ansonsten liegt ein Teil der Ferse nicht auf dem Druckpunkt auf und die aufgebrachte Belastung wird nicht gänzlich über den Sensor geleitet. Die Wellenstruktur ist unterhalb des Fersenteils immer noch vorhanden.



Abb. 7.17.: Gehäuseprototyp 6

Siebter Gehäuseprototyp

Das Gehäuse wurde der menschlichen Anatomie angepasst, um den Tragekomfort zu erhöhen. Die zulässige Gesamthöhe für das System von 2,5cm wurde eingehalten, ansonsten wäre ein Ausgleich für das andere Bein nötig. Dies ist der endgültige Prototyp, der auch zur medizinisch kontrollierten Erprobung verwendet wird. An einer Einbettung in eine Einlegesohle arbeiten die Orthopädiemeister des KKEK.



Abb. 7.18.: Gehäuseprototyp 7



Abb. 7.19.: Das Gehäuse wurde an die Anatomie des Fußes (Modell einer Fußsohle) angepasst, um den Tragekomfort zu erhöhen.

7.4. Einsatz und Zuverlässigkeit

Das Projekt “MedLast” wurde Ende 2015 erfolgreich abgeschlossen. Ein funktionsfähiger Prototyp wurde entwickelt, der allerdings nur mit einigen Einschränkungen die Anforderungen erfüllt. Die noch bestehenden Probleme sind auf die schlechten Materialeigenschaften des im 3D-Drucker gefertigten Gehäuses zurückzuführen. Um die Zuverlässigkeit nachzuweisen, wurden Messungen an dem Sensor, dem Sensorsystem und dem Prototypen durchgeführt. Die von den Ärzten geforderte Toleranz von $\pm 25\%$ musste eingehalten werden.

7.4.1. Test am Sensor

Bei diesen Tests wurde der Sensor zuerst ohne jegliche Gehäusung in dem Messaufbau belastet und die Kapazität gemessen, um die Zuverlässigkeit ohne Beeinflussung durch die Auswertemethode zu bestimmen. Der Zusammenhang zwischen der Differenz der Kapazität im belasteten und im unbelasteten Zustand und der Belastung soll aufgezeigt werden.

Hierfür wurde ein Sensor mehreren Belastungsdurchläufen unterzogen. Besonders Augenmerk lag auf der Genauigkeit bei dem Belastungsbereich bis 500 N. Zu Beginn wurde eine Kalibrierkurve erstellt, nach der eine Umrechnung der Kapazität in ein Gewicht erfolgte. Diese Kalibrierkurve wurde aus den Mittelwerten von zehn nacheinander ausgeführten Messungen von 0 N bis 500 N in 50 N-Schritten gebildet. Dafür wurde die Differenz C_{Diff} zwischen der Kapazität bei Belastung und ohne Belastung betrachtet. Hierbei wurden zwei Möglichkeiten der Erstel-

7. Einsatz und Anwendung

lung der Kalibrierkurve verglichen, die in Abbildung 7.20 zu sehen sind: Bei der ersten Methode wird der sogenannte Nullwert C_0 , also die Kapazität des Sensors, wenn nicht belastet wird, nur einmal zu Beginn des Messzyklus aufgenommen und zur Berechnung verwendet, bei der zweiten Methode wird der Nullwert C_0 zwischen den einzelnen Belastungsvorgängen zur Berechnung herangezogen.

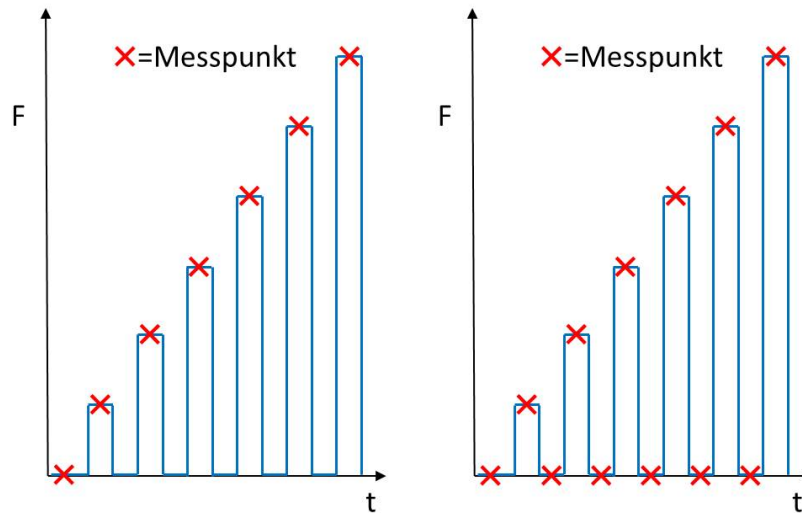


Abb. 7.20.: Bestimmung des Nullwerts C_0 zur Erstellung einer Kalibrierkurve. Links: C_0 wird nur zu Beginn gemessen; rechts: C_0 wird bei jedem Entlastungsvorgang bestimmt.

Es wurden zehn Durchläufe gemacht, bei denen jeweils C_{Diff} für jeden Belastungswert bestimmt wurde. Aus den Mittelwerten der zehn Durchläufe wurde eine Kalibrierkurve erstellt. Aus den beiden unterschiedlichen Verfahren ergaben sich zwei unterschiedliche Kalibrierkurven:

Tabelle 7.1.: Kalibrierkurven für den Sensor, um die Differenz der Kapazität im belasteten und im unbelasteten Zustand in eine Belastung umzurechnen.

	C_0 wird zu Beginn des Messzyklus gemessen und festgelegt	C_0 wird bei jeder Entlastung zwischen den Belastungen aktualisiert
Kalibrierkurve	$F = (C_{Diff} + 0,193 \text{ pF}) / (0,0172 \text{ pF/N})$	$F = (C_{Diff} + 0,162 \text{ pF}) / (0,0161 \text{ pF/N})$

Daraufhin wurden drei verschiedene Belastungszyklen, die in Abbildung 7.21 zu sehen sind, durchlaufen und die Abweichung zwischen tatsächlich aufgebracht

7. Einsatz und Anwendung

Kraft und der über die beiden Kalibrierkurve berechnete Kraft, betrachtet. Beim ersten Belastungszyklus wurde zwischen den Belastungen entlastet, der Nullwert C_0 aber nur zu Beginn der Messung bestimmt. Beim zweiten Belastungszyklus hingegen wurde nach jeder Belastung entlastet und der gemessene Wert als neuer C_0 verwendet. Beim dritten Belastungszyklus wurde zwischen den Belastungsschritten nicht entlastet, somit konnte auch nur der zuerst gemessene C_0 verwendet werden.

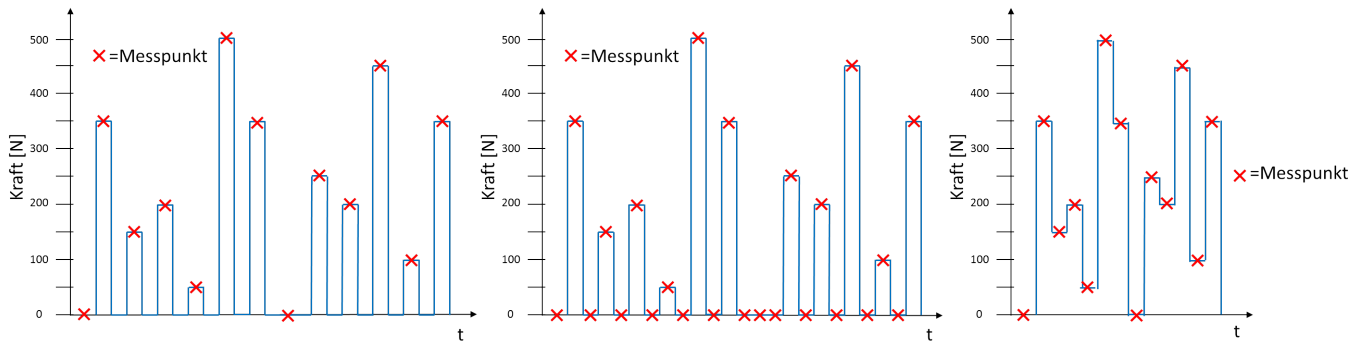


Abb. 7.21.: Belastungszyklen 1, 2 und 3, anhand derer die Zuverlässigkeit der Kalibrierkurve überprüft wurde.

Betrachtet man nun die Abweichungen zwischen dem über C_{Diff} und der Kalibrierkurve berechneten und dem tatsächlich gemessenen Wert ergeben sich für die drei Belastungszyklen die Tabellen 7.2, 7.3 und 7.4. Die Differenz zwischen diesen beiden Werten, der absolute Fehler jeder Messung also, liegt jeweils weit unter den von den Ärzten geforderten 25 %. Für einen typischen Schritt, also Belastung mit anschließender Entlastung, ergeben sich jeweils für Kalibrierkurve 2 die besseren Ergebnisse. Würde der Patient länger ein Bein belasten und dabei sehr unterschiedliche Belastungen aufbringen, ohne zwischenzeitlich zu entlasten, würde dies zu ungenaueren Ergebnissen führen.

7. Einsatz und Anwendung

Tabelle 7.2.: Abweichungen zwischen tatsächlichem Belastungswert und dem über C_{Diff} berechneten Wert bei Belastungszyklus 1.

eingestellter Belastungswert	Differenz zwischen berechnetem und gemessenem* Belastungswert		Abweichung (absolut)	
	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve
	1	2	1	2
50 N	3,5 N	5,3 N	7,0 %	10,5 %
100 N	4,1 N	7,6 N	5,4 %	10,1 %
150 N	-6,9 N	0,4 N	4,9 %	0,3 %
200 N	-14,7 N	-4,2 N	7,5 %	2,2 %
200 N	-8,5 N	3,0 N	4,2 %	1,5 %
250 N	-10,9 N	4,5 N	4,1 %	1,7 %
350 N	-13,2 N	7,2 N	3,9 %	2,1 %
350 N	-5,4 N	17,6 N	1,5 %	4,8 %
350 N	-21,0 N	0,3 N	5,8 %	0,1 %
450 N	-20,0 N	6,4 N	4,6 %	1,5 %
500 N	-18,7 N	11,3 N	3,9 %	2,3 %
Mittelwert der Abweichung:			4,79 %	3,36 %

*: gemessener Wert stimmt auf Grund von Beschränkungen des Messaufbaus nicht immer mit eingestelltem Wert überein

7. Einsatz und Anwendung

Tabelle 7.3.: Abweichungen zwischen tatsächlichem Belastungswert und dem über C_{Diff} berechneten Wert bei Belastungszyklus 2.

eingestellter Belastungswert	Differenz zwischen berechnetem und gemessenem* Belastungswert		Abweichung (absolut)	
	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve
	1	2	1	2
50 N	-2,7 N	-1,4 N	5,5 %	2,8 %
100 N	-6,5 N	-3,7 N	8,6 %	4,9 %
150 N	-15,4 N	-8,8 N	11,0 %	6,3 %
200 N	-12,2 N	-1,6 N	6,3 %	0,8 %
200 N	-21,4 N	-10,7 N	10,4 %	5,2 %
250 N	-22,0 N	-7,4 N	8,3 %	2,8 %
350 N	-26,2 N	-6,7 N	7,7 %	2,0 %
350 N	-24,7 N	-3,0 N	6,7 %	0,8 %
350 N	-18,8 N	2,5 N	5,2 %	0,7 %
450 N	-34,9 N	-9,5 N	8,0 %	2,2 %
500 N	-31,7 N	-2,6 N	6,5 %	0,5 %
Mittelwert der Abweichung:			7,66 %	2,64 %

*: gemessener Wert stimmt auf Grund von Beschränkungen des Messaufbaus nicht immer mit eingestelltem Wert überein

Tabelle 7.4.: Abweichungen zwischen tatsächlichem Belastungswert und dem über C_{Diff} berechneten Wert bei Belastungszyklus 3.

eingestellter Belastungswert	Differenz zwischen berechnetem und gemessenem* Belastungswert		Abweichung	
	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve	Kalibrierkurve
	1	2	1	2
50 N	14,7 N	17,2 N	28,9 %	34,0 %
100 N	18,4 N	22,9 N	24,4 %	30,4 %
150 N	-3,7 N	3,8 N	2,6 %	2,7 %
200 N	-12,1 N	-1,5 N	6,2 %	0,8 %
200 N	3,4 N	15,7 N	1,7 %	7,7 %
250 N	-8,6 N	7,1 N	3,2 %	2,7 %
350 N	3,0 N	24,6 N	0,9 %	7,2 %
350 N	1,2 N	24,7 N	0,3 %	6,7 %
350 N	-18,6 N	2,8 N	5,2 %	0,8 %
450 N	-18,3 N	8,2 N	4,2 %	1,9 %
500 N	-26,8 N	2,6 N	5,5 %	0,5 %
Mittelwert der Abweichung:			7,56 %	8,66 %

*: gemessener Wert stimmt auf Grund von Beschränkungen des Messaufbaus nicht immer mit eingestelltem Wert überein

7.4.2. Test am Sensorsystem

Als nächsten Schritt wurde das Sensorsystem im Messaufbau belastet, um die Zuverlässigkeit der Messwerte nachzuweisen. Hierfür wurde das Sensorsystem dem Belastungszyklus von 0 N bis 1200 N unterzogen, um eine Kalibrierkurve zu erstellen. Die so erzeugte Kalibrierkurve lautet: $F = (E_{Diff} - 15,7) / (0,2013 / N)$. In Tabelle 7.5 sind die Mittelwerte der Abweichung zwischen den mit der Kalibrierkurve errechneten zu den tatsächlichen Belastungswerten zu sehen. Die Messungen wurden über zwei Stunden Dauerbelastung erstellt. Die prozentua-

7. Einsatz und Anwendung

le Abweichung liegt für jeden Wert weit unter der erlaubten Toleranz von 25%. Mit zunehmender Zeit steigt die Abweichung, liegt aber auch noch nach zwei Stunden Dauerbelastung noch deutlich innerhalb der Toleranz.

Tabelle 7.5.: Abweichungen zwischen tatsächlichem Belastungswert und dem über E_{Diff} berechneten Wert bei einer Dauerbelastung über zwei Stunden.

eingestellter Belastungs- wert	durchschnittliche Differenz zwischen berechnetem und gemessenem* Belastungswert				Abweichung			
	0 h	30 min	1 h	2 h	0 h	30 min	1 h	2 h
0 N	0 N	0 N	0 N	0 N	—	—	—	—
250 N	-3,5 N	-25,4 N	-29,3 N	-28,9 N	1,4 %	9,9 %	11,5 %	11,4 %
400 N	-21,0 N	-20,0 N	-14,0 N	-19,3 N	5,3 %	5,5 %	3,8 %	5,3 %
500 N	33,5 N	-5,8 N	-5,6 N	-3,8 N	6,6 %	1,3 %	1,2 %	0,8 %
650 N	28,7 N	-5,2 N	8,4 N	6,0 N	4,4 %	0,9 %	1,4 %	1,0 %
900 N	9,9 N	9,8 N	22,3 N	35,8 N	1,1 %	1,2 %	2,6 %	4,3 %
1200 N	-13,7 N	33,2 N	55,4 N	72,0 N	1,2 %	3,0 %	5,0 %	6,6 %
900 N	-11,9 N	2,1 N	18,0 N	27,9 N	1,3 %	0,3 %	2,1 %	3,3 %
650 N	-9,7 N	-11,8 N	-1,0 N	3,2 N	1,5 %	2,0 %	0,2 %	0,5 %
500 N	-10,1 N	-5,8 N	-12,6 N	-7,1 N	2,5 %	2,2 %	2,8 %	1,6 %
400 N	-15,0 N	-26,5 N	-14,5 N	-20,0 N	3,7 %	7,4 %	4,0 %	5,6 %
250 N	-24,7 N	-26,6 N	-29,4 N	-34,0 N	9,4 %	10,4 %	11,6 %	13,5 %
0 N	0 N	0 N	0 N	0 N	—	—	—	—
Mittelwert der Abweichung**:					3,5 %	4,0 %	4,2 %	4,9 %

*: gemessener Wert stimmt auf Grund von Beschränkungen des Messaufbaus nicht immer mit eingestelltem Wert überein

** : aus Konsistenzgründen zu vorherigen Auswertungen ohne Werte bei 0 N

In Abbildung 7.22 ist zu sehen, dass nicht nur die Mittelwerte die erlaubte Toleranz einhalten, sondern dass dies für jeden einzelnen Messwert gilt:

7. Einsatz und Anwendung

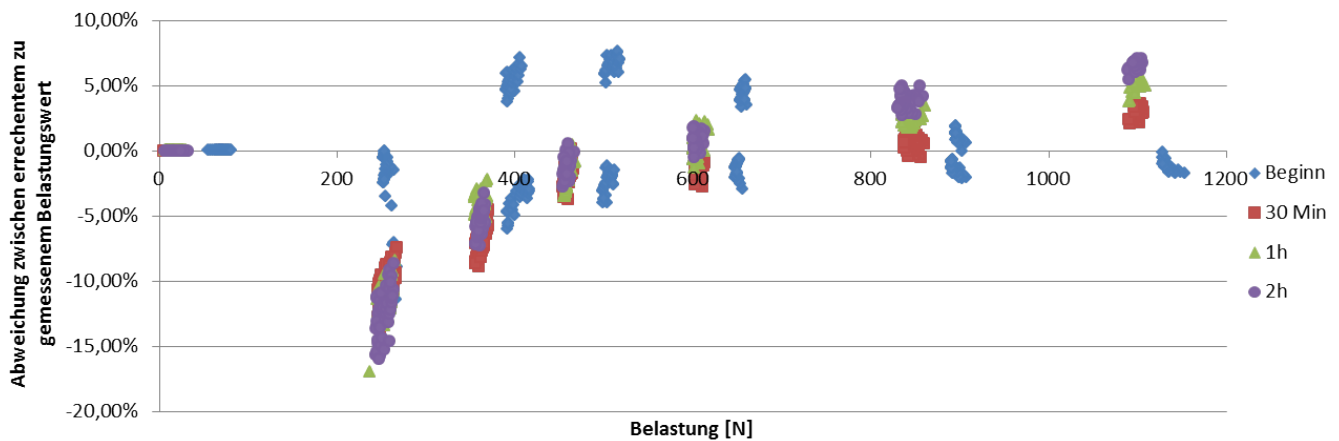


Abb. 7.22.: Abweichung zwischen errechnetem und tatsächlichem Belastungswert bei Messungen am Sensorsystem bei Auswertung über die Flankendifferenz.

7.4.3. Test am kompletten Prototyp

Um das Verhalten des Prototypen im Einsatz zu untersuchen, wurde das gesamte Sensorsystem in das endgültige Gehäuse eingebaut. Der Sensor, die Auswerteschaltung, die Funkeinheit, die Einheit zur drahtlosen Stromübertragung und der Akku finden in dem Gehäuse Platz. Der fertige Prototyp ist in Abbildung 7.23 zu sehen.



Abb. 7.23.: Kompletter Prototyp. Es finden der Sensor, die Auswerteschaltung und sonstige Peripherie im Gehäuse Platz.

Als erstes wurde nur der untere Teil des Prototypen in der pneumatischen Anlage

7. Einsatz und Anwendung

belastet, der Deckel des Gehäuses wurde weggelassen, um eine direkte Krafteinbringung zu erreichen. So wurde der Sensor auf sein Verhalten bei Belastung getestet, ohne dass die Eigenschaften des Gehäuses diese beeinflussten. Zur Überprüfung und zum Start der Nullmessung wurde an dem Stempel der Anlage der gleiche Dorn wie in der Oberschale des Gehäuses befestigt und an den Mikrocontroller angeschlossen. Die Daten wurden an die Armbanduhr übertragen und dort abgelesen, um dem realen Einsatz möglichst nah zu kommen. In Abbildung 7.24 sind die Ergebnisse dieser Messung zu sehen. Der Verlauf ist linear, die Standardabweichung gering; eine Umrechnung zwischen Belastung und Flankendifferenz ist also gut realisierbar.

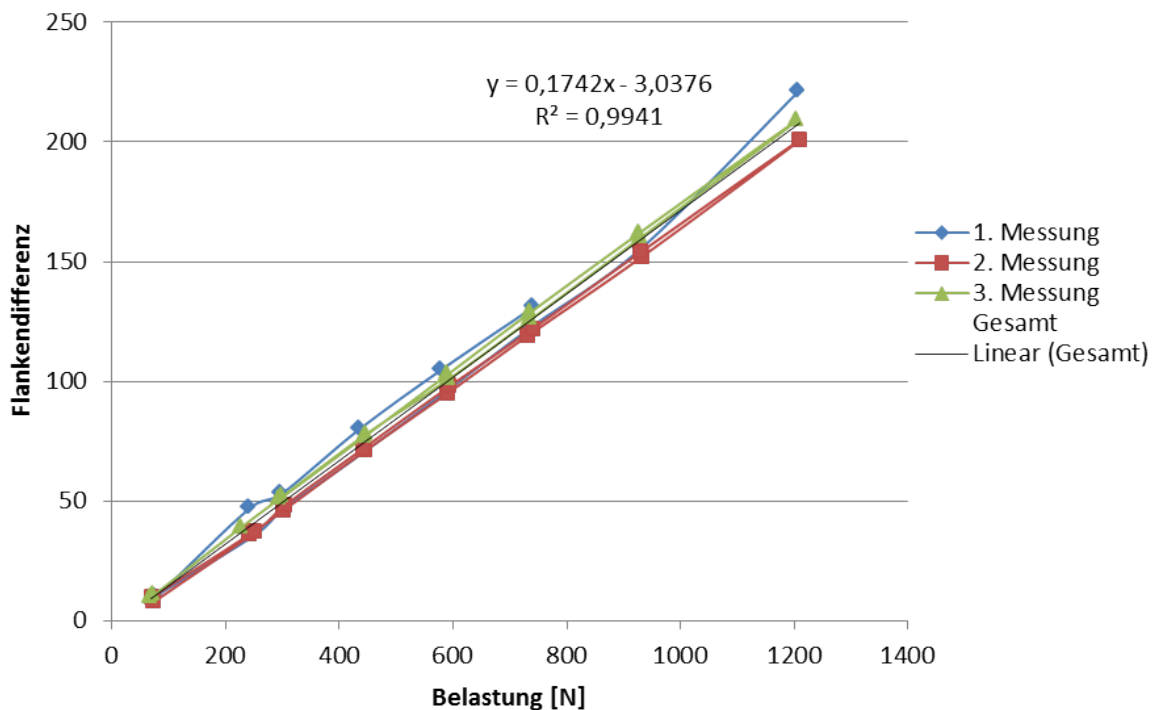


Abb. 7.24.: Überprüfung des fertigen Prototyps ohne oberen Gehäuseteil in der pneumatischen Anlage.

Als nächstes wurde der Prototyp mit dem gesamten Gehäuse auf der pneumatischen Anlage belastet und überprüft, ob ein linearer Zusammenhang zwischen der aufgebrachten Belastung und der angezeigten Flankendifferenz zu erkennen ist. Zu erwarten war eine geringere Flankendifferenz bei gleicher Belastung, da durch die Wellenstruktur des Gehäuses ein Teil der Kraft aufgenommen wird. Wie in Abbildung 7.25 zu sehen, ist die Steigung gleich, aber die absolute Flankendifferenz wie erwartet geringer. Die Kalibriergerade würde hierbei nicht durch den

7. Einsatz und Anwendung

Ursprung verlaufen, da der Stempel im Inneren des Gehäuses zunächst den Abstand zum Sensor überwinden muss und erst dann die Belastung auf den Sensor überträgt. Zwischen der vierten und der fünften Messung lag ein Tag Pause, um das Verhalten des Prototypen bei Ruhezeiten zu erfassen. Zu erkennen ist, dass eine Ruhezeit von einem Tag die Messergebnisse des Systems für den vorgesehenen Einsatzzweck nicht relevant beeinflussen.

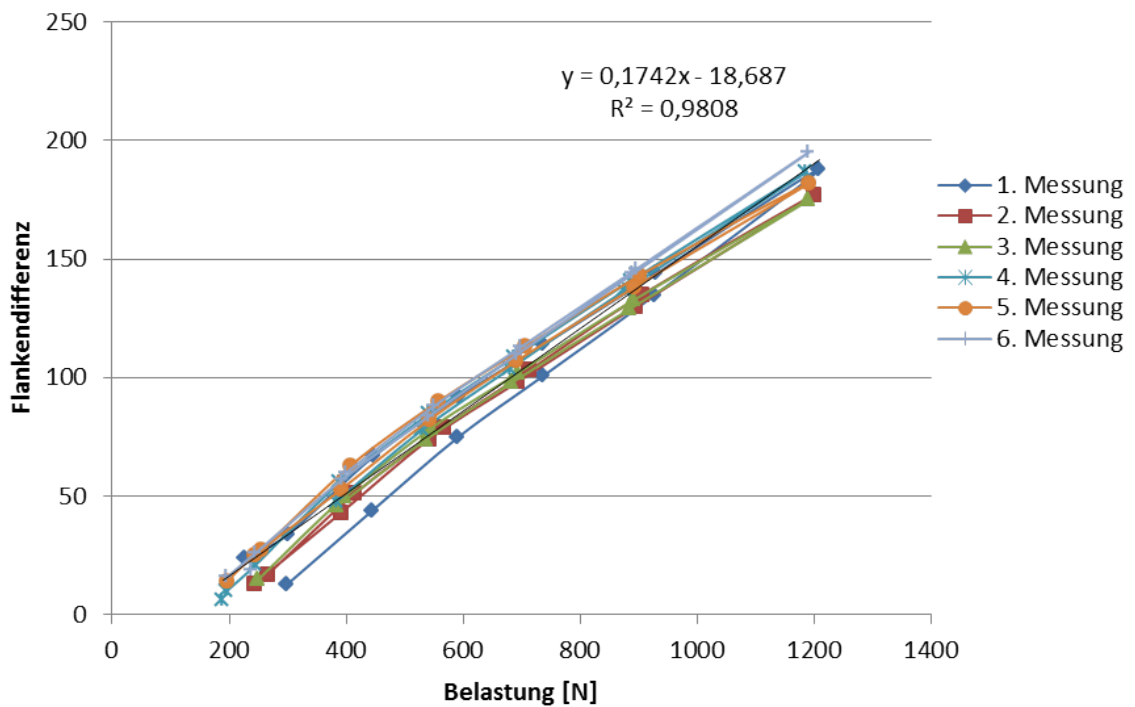


Abb. 7.25.: Überprüfung des fertigen Prototyps in der pneumatischen Anlage.

Befindet sich allerdings der Druckpunkt, an dem die Belastung aufgebracht wird, nicht in der Mitte, sondern außerhalb, ergibt sich ein Kraftnebenfluss über das Gehäuse: Es wird ein Anteil der Belastung über das Gehäuse abgeleitet und nicht über den Sensor. In Abbildung 7.26 ist zu sehen, dass, wie zu erwarten war, die Flankendifferenz bei gleicher Belastung geringer ist als wenn die Belastung mittig aufgebracht werden würde. Die Steigung beziehungsweise Empfindlichkeit ist geringer, da ein Teil der Belastung nicht über den Sensor, sondern über das Gehäuse führt.

7. Einsatz und Anwendung

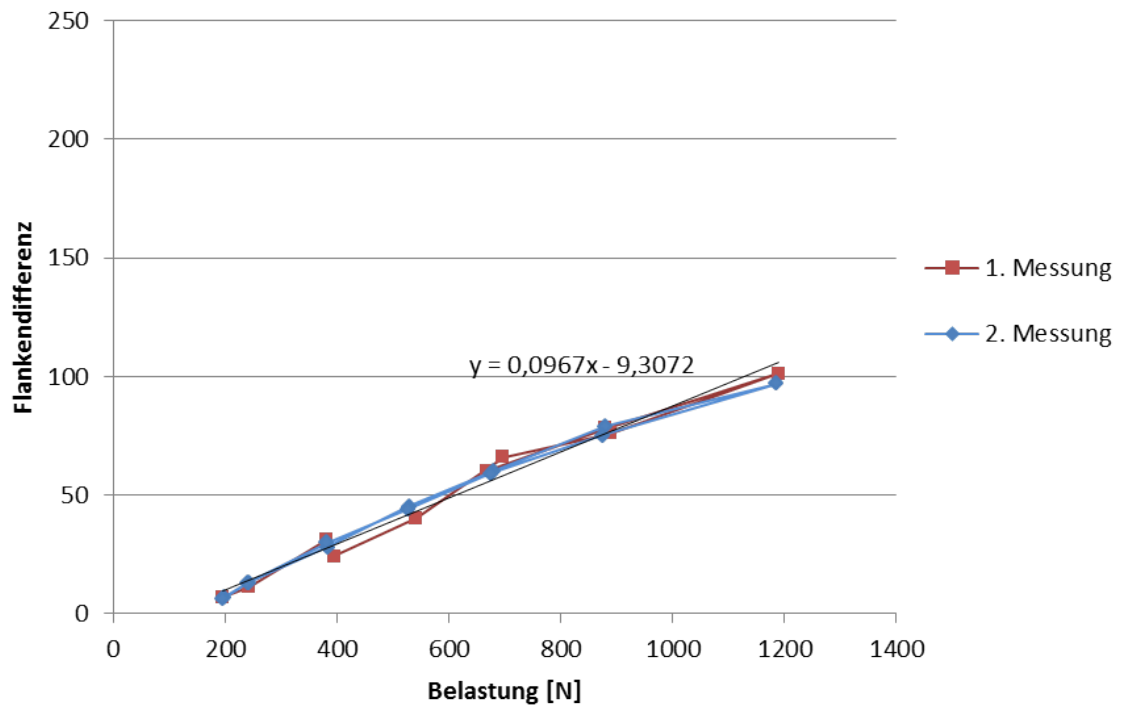


Abb. 7.26.: Flankendifferenz, wenn die Belastung durch die pneumatische Anlage auf den Prototypen außermittig auf den Fersenteil aufgebracht wird.

Dies liegt vor allem an dem Ermüdungssicherheitssystem des Gehäuses. Wegen der Beschränkung der Materialfestigkeit war es notwendig, ein Sicherheitssystem gegen die Ermüdung im Gehäuse, insbesondere in der Wellenstruktur, zu konstruieren. Bei mittiger, senkrechter Belastung ist der Spannungszustand immer gleich, wie man ihn in Abbildung 7.27 links sehen kann. Rechts im Bild ist der Spannungszustand der Wellenstruktur zu sehen, wenn die aufgebrachte Kraft schräg auftritt. Dies passiert auch, wenn die Belastung außermittig auf das Fersenteil (in Abbildung 7.27 nicht dargestellt) aufgebracht wird: Der Fersenteil wird an der Stelle des Auftreffens der Belastung heruntergedrückt, die gegenüberliegende Seite wird angehoben.

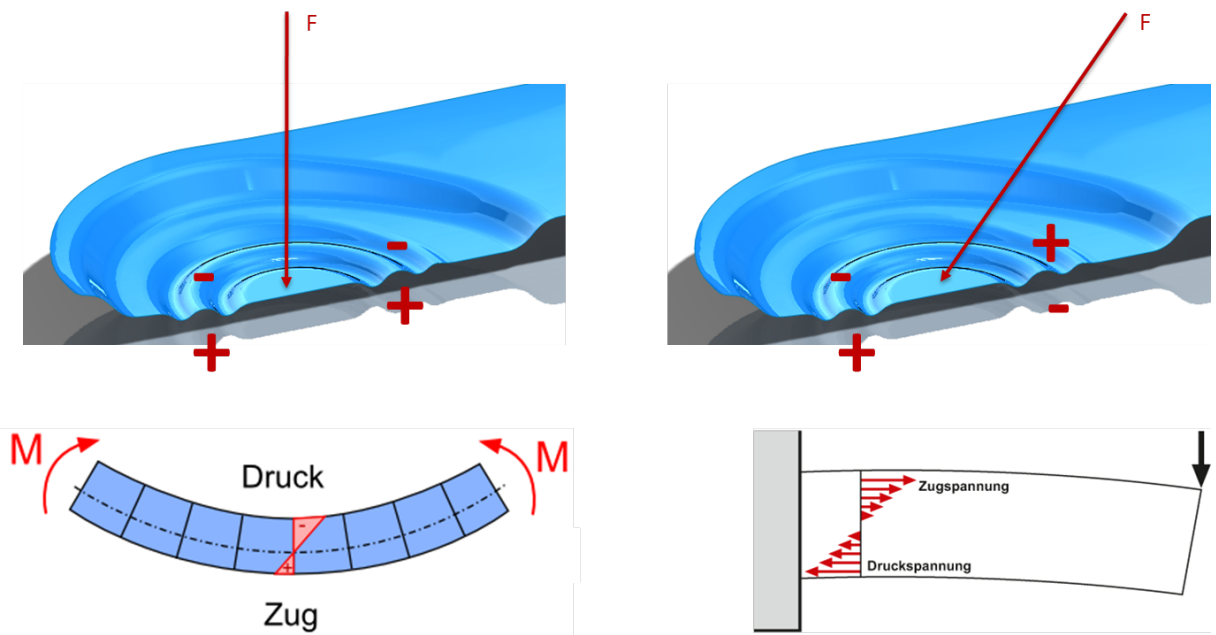


Abb. 7.27.: Spannungszustände in der Oberschale (ohne Fersenteil) bei Belastung. Links: Belastung tritt mittig und senkrecht auf; rechts: Belastung trifft schräg auf [Hin00]

Daher wurde nur ein geringer Spalt zwischen dem Fersenteil und dem unteren Teil eingeplant, wie in Abbildung 7.28 dargestellt. Der Spalt wurde so berechnet, dass, bevor ein Bruch wegen Materialermüdung auf längere Zeit auf Grund des wechselnden Spannungszustands eintritt, der Fersenteil das Gehäuse berührt. Ein Teil der Kraft wird dann über das Gehäuse geleitet und die auftretenden Druck- und Zugspannungen sind geringer.

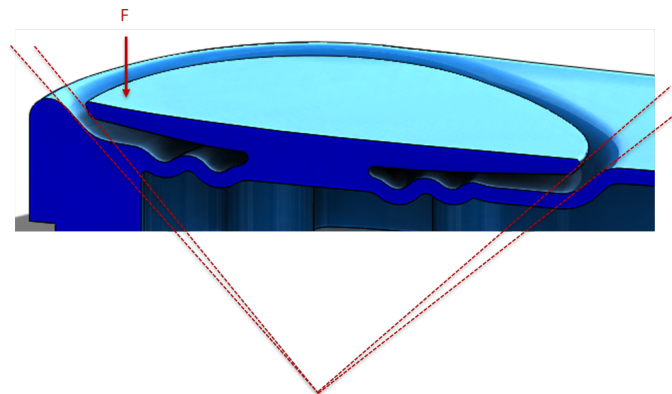


Abb. 7.28.: Eingeplanter Spalt zwischen Fersenteil und unterem Gehäuseteil, um einen Bruch der Wellenstruktur auf Grund von Materialermüdung zu verhindern.

Dies verhindert zwar den Bruch des Gehäuses, führt aber dazu, wie in Abbildung 7.26 zu sehen ist, dass ein Teil der Kraft über das Gehäuse abfließt und nicht über den Sensor geleitet wird. Somit misst der Sensor eine zu geringe Belastung im Vergleich zur tatsächlich aufgetragenen Belastung.

7. Einsatz und Anwendung

Die Abbildung 7.29 zeigt die Vergleichsspannung im Punkt X, wo die maximale Zugspannung der Wellenstruktur auftritt, wenn die Kraft F nicht mittig auf das Fersenteil aufgebracht wird.

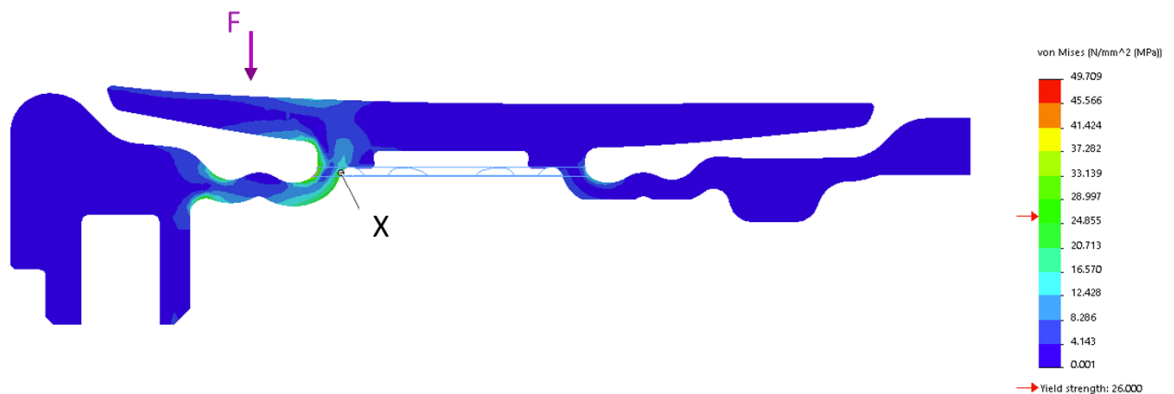


Abb. 7.29.: Die Kraft F wirkt nicht mittig auf den Fersenteil. Die Vergleichsspannung, die im Punkt X wirkt, wenn die Kraft F gleichmäßig erhöht wird, ist in Abbildung 7.30 zu sehen.

In Abbildung 7.30 ist der Verlauf der Spannung zu sehen, wenn die Kraft gleichmäßig erhöht wird. Der Knick im Graphen kennzeichnet den Moment, wenn das Fersenteil den unteren Teil berührt. Die Kraft wird ab diesem Moment nicht mehr nur über den Sensor geleitet, sondern auch über den Rand des Gehäuses. Somit wird die Steigung des Graphen geringer.

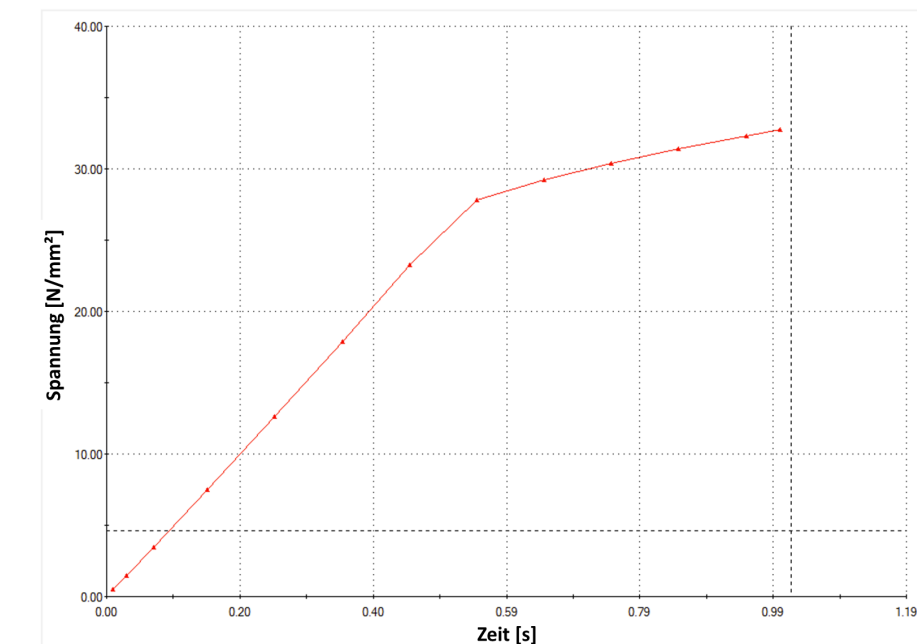


Abb. 7.30.: Vergleichsspannung im Punkt X aus Abbildung 7.29, wenn die Kraft F gleichmäßig erhöht wird.

7. Einsatz und Anwendung

Unterzieht man den Prototypen nun einem realen Test, platziert ihn also unter dem Fuß und bringt mit diesem eine Belastung auf das Sensorsystem auf, ergeben sich die Werte in Abbildung C.3. Die Flankendifferenz wurde hierbei von der Anzeigeeinheit abgelesen, die Belastung wurde mit einer Plattformwaage kontrolliert.

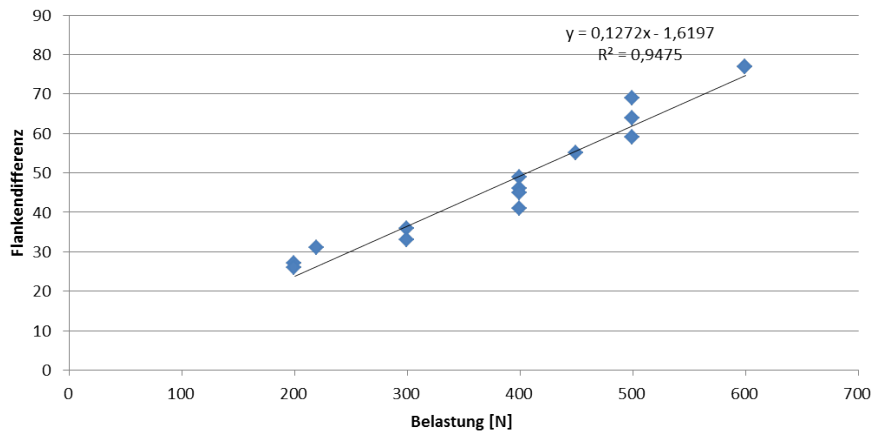


Abb. 7.31.: Reale Belastung des Prototypen unter dem Fuß.

Vergleicht man die Kalibrierkurve zwischen mittigen und außermittigen Belastung in der pneumatischen Anlage, ist festzustellen, dass die Empfindlichkeit wie erwartet bei der mittigen Belastung in der pneumatischen Anlage am größten ist, da hier die gesamte Belastung über den Sensor geleitet wird. Die Empfindlichkeit bei der realen Belastung liegt zwischen der mittigen und der außermittigen Belastung im Messaufbau, da hier ein Teil der Belastung mittig und ein Teil außermittig aufgebracht wird.

Tabelle 7.6.: Berechnete Kalibrierkurven des fertigen Prototypen bei unterschiedlichen Belastungen.

Kalibrierkurve für		
mittige Belastung pneumatische Anlage	außermittige Belastung pneumatische Anlage	reale Belastung mit Fuß
$F = (E_{Diff} - 18,7) / (0,1742 / N)$	$F = (E_{Diff} + 9,3) / (0,0967 / N)$	$F = (E_{Diff} + 1,6) / (0,1272 / N)$

In Abbildung 7.32 ist das über die Kalibrierkurve berechnete Gewicht in Abhängigkeit des tatsächlich aufgetragenen Gewichts für weitere Messwerte zu sehen. Die beiden Linien kennzeichnen das von den Ärzten vorgegebene 25%-Toleranzintervall. Es ist zu sehen, dass alle gemessenen Werte in diesem Intervall

7. Einsatz und Anwendung

liegen. Die geforderte Genauigkeit kann also eingehalten werden.

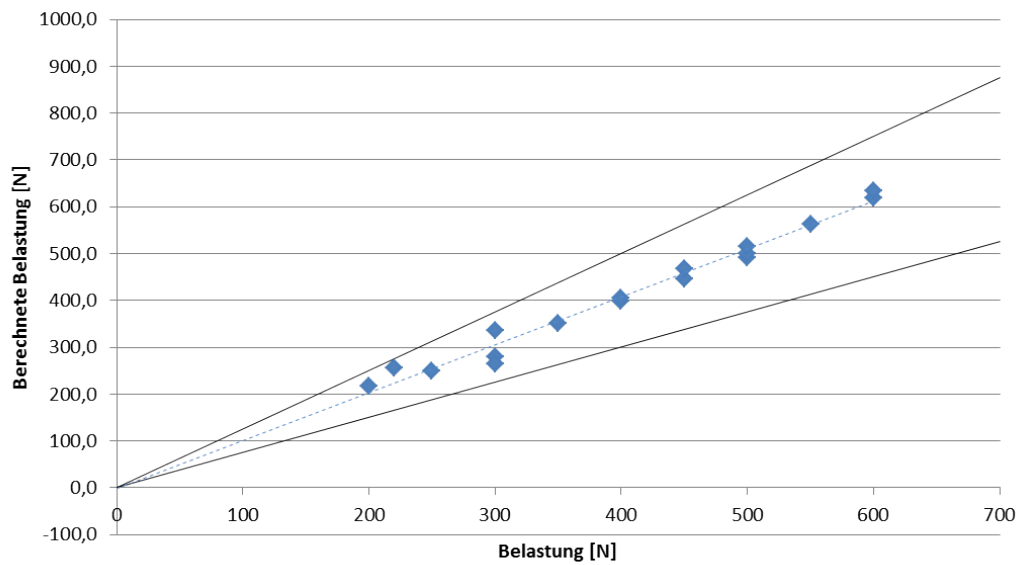


Abb. 7.32.: Reale Belastung des Prototypen unter dem Fuß. Die Belastung wurde über E_{Diff} über die Kalibrierkurve aus Tabelle 7.6 berechnet. Die beiden Linien kennzeichnen das 25%-Intervall.

Mehrere Prototypen sind derzeit am St.-Josef-Hospital in Gelsenkirchen in der medizinisch kontrollierten Erprobung am Patienten. Dafür sind inklusive Testauswertung sechs bis zwölf Monate geplant. Um ein aussagekräftiges Ergebnis zu erhalten, sollen 60 Patienten an der Erprobung teilnehmen. Die Erprobung findet unter der Aufsicht von Dr. Hans-Peter Harasim statt, der auch der Ideengeber zu dem Projekt "MedLast" war.

8. Zusammenfassung, Fazit und Ausblick

8.1. Zusammenfassung der Ergebnisse

Ziel dieser Arbeit war es, ein Belastungsmonitoringsystem für die unteren Gliedmaßen eines Patienten zu entwickeln, der sich in der Rehabilitationsphase nach z.B. einer Hüft- oder Knieoperation befindet. Dieses gibt eine direkte Rückmeldung über die aktuell aufgebrachte Belastung, damit Überbelastungen vermieden werden können. Hierbei war die Erforschung und Entwicklung eines neuen Sensors notwendig, da nicht alle Anforderungen, die an das Sensorsystem gestellt wurden, durch herkömmliche Sensoren abgedeckt werden konnten. Aus diesem Grund wurde im Rahmen dieser Arbeit ein neuartiger Sensoransatz konzipiert, implementiert und analysiert. Weiterhin wurden Sensor und System auf ihre Funktionsfähigkeit hin getestet.

Als Sensor wurde eine kapazitiv ausgewertete PZT-Keramik verwendet. Die Funktionsweise des Sensors wurde theoretisch beschrieben und experimentell überprüft. Die Änderung der Kapazität bei Belastung resultiert größtenteils aus einer Änderung der Dielektrizitätskonstanten, die erfolgt, wenn eine Kraft auf den Sensor einwirkt. Dies geht vor allem darauf zurück, dass sich bei dem verwendeten piezoelektrischen Material die Ladungsschwerpunkte bei Druckbelastung verschieben und sich so die bereits vorhandenen Dipole verstärken.

Um den Sensor realitätsnah und für den Langzeiteinsatz zu testen, wurden geeignete Messaufbauten angefertigt. Der Sensor konnte somit verschiedenen Messzyklen unterzogen und unter unterschiedlichen Bedingungen getestet werden. Diese Messaufbauten wurden verwendet, um durch vergleichende Messungen die am besten geeignete Sensorauslegung bezüglich Material, Polarisierung und

Geometrie zu finden. Relevant hierbei waren die Empfindlichkeit, die Linearität und die Streuung der Messwerte. Es konnte nachgewiesen werden, dass die unpolarierten PZT-Keramiken vom Typ Sonox[®] P8 alle Anforderungen des Projekts hinsichtlich der oben genannten Kriterien erfüllt.

Eine energiearme Auswertemethode für die Änderung der Kapazität wurde konzipiert und eine entsprechende Auswerteschaltung entwickelt und implementiert. Hierbei wird die durch einen Relaxationsoszillator erzeugte Frequenz durch Ladevorgänge am Kondensator eines RC-Glieds bestimmt und als Maß für die Kapazität genutzt. Auf Grund des Driftverhaltens des Sensors wird nicht die absolute Anzahl der Flanken pro Zeiteinheit betrachtet, sondern die Differenz der Flanken zwischen dem letzten unbelasteten Zustand und dem aktuellen belasteten Zustand bestimmt. Hierzu war es nötig, das Gehäuse, das im Rahmen der Entwicklung des Sensorsystems entworfen und gefertigt wurde, geeignet anzupassen, um die beiden Zustände voneinander unterscheiden zu können.

Verschiedene Einflüsse wie Temperatur und Alterung des Sensors wurden untersucht. Diese durften keinen maßgeblichen Einfluss auf die Zuverlässigkeit des Sensors haben bzw. mussten kompensiert werden.

Das Projekt, in das die Entwicklung des Sensors und des Sensorsystems eingebunden war, wurde Ende 2015 erfolgreich abgeschlossen. Ein Sensorsystem wurde entwickelt, das die Anforderungen des Projekts erfüllt. Hierfür musste ein Gehäuse entworfen werden, das den vielfältigen Ansprüchen - wie das Leiten eines größtmöglichen Anteils der Belastung über das Sensorelement - gerecht wird. Da dieses in der Prototypenphase durch additive Fertigungsverfahren ("3D-Drucker") gefertigt wurde und die Materialparameter somit von der Druckrichtung und der zu druckenden Geometrie abhingen, wurden für die Berechnung des Elastizitätsmoduls Zug- und Druckversuche durchgeführt.

Der Sensor und das fertige Sensorsystem wurden möglichst realitätsnah auf ihren Einsatzzweck hin getestet. Wichtig hierbei war die Zuverlässigkeit der Werte - die von den Ärzten geforderte Toleranz musste unter allen Nebenbedingungen eingehalten werden. Um dies nachzuweisen wurde zuerst der Sensor ohne Auswerteschaltung, dann mit Auswerteschaltung und anschließend der komplette Prototyp getestet und die Ergebnisse bewertet. Es ergab sich eine gute Zuverlässigkeit der Messwerte für den Sensor sowohl ohne als auch mit Auswerteschaltung. Bei den Tests des gesamten Prototypen zeigten sich allerdings Mängel bei der Übertragung der aufgetragenen Belastung auf den Sensor, die auf

die mangelhaften Eigenschaften des Gehäuses auf Grund der Fertigungsmethode zurückzuführen sind.

8.2. Fazit und Ausblick

Insgesamt zeigen die Ergebnisse der Arbeit, dass der untersuchte Sensor für den Einsatz in einem Belastungsmonitoringsystem verwendet werden kann. Der entwickelte Prototyp ist unter der Voraussetzung, dass die Materialparameter des Gehäuses verbessert werden, für den Einsatzzweck geeignet und funktionsfähig. Um die Akzeptanz der Patienten für das Produkt zu testen, befinden sich derzeit (Stand September 2016) mehrere Prototypen am St.Josefs-Hospital in Gelsenkirchen in der medizinisch kontrollierten Erprobung am Patienten. Es ist eine Studie mit 60 Patienten über einen Gesamtzeitraum von sechs bis zwölf Monaten geplant.

Eine Erweiterung um zwei weitere Sensorelemente ist bereits in Planung. Diese beiden zusätzlichen Sensorelemente sollen unter dem Klein- bzw. Großzehennballen angebracht werden, da das Körpergewicht hauptsächlich über diese drei Punkte [Med11] getragen wird. Die Anordnung wird über eine flexible Führungsplatte realisiert, um eine Größenanpassung der Schuhgröße zu ermöglichen.

Um das oben erwähnte Problem der Belastungsübertragung beim aktuellen Prototypen zu beseitigen, wäre es nötig, das Gehäuse mit einer anderen Fertigungstechnologie herzustellen, um bessere Materialparameter zu erreichen. Erfolgt die Fertigung durch Spritzgießen statt im 3D-Druck, wie es für die Serienproduktion ohnehin geplant ist, führt dies zu einer größeren Festigkeit des Materials. Der Fersenteil, auf den die Belastung direkt wirkt, kann dann mit einem größeren Abstand zum darunter liegendem Teil gefertigt werden. Somit erfolgt kein Kontakt zwischen beiden Teilen und es gibt keinen Kraftnebenschluss über das Gehäuse. Es ist zu erwarten, dass die Messergebnisse des Sensorsystems dann die von den Ärzten geforderten Toleranzen einhalten und so den Patienten zuverlässig über seine aufgebrachte Belastung informieren. Wenn die klinischen Tests erfolgreich verlaufen, kann das Belastungsmonitoringsystem zum Vorteil von Patienten, Ärzten, Krankenhäusern und Krankenkassen eingesetzt werden.

Abkürzungen und Formelzeichen

Abkürzungen

ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymerisats
DMS	Dehnungsmessstreifen
EDX	Energiedispersive Röntgenspektroskopie
FEM	Finite-Elemente-Methode
JTAG	Joint Test Action Group, Methodik zum Testen und Debuggen integrierter Schaltungen
MedLast	MEDizinischer BeLASTungssensor
PZT	Blei-Zirkonat-Titanat
REM	Rasterelektronenmikroskop
SP4	Sonox [®] P4, Werkstoff für piezokeramische Leistungswandler der CeramTec GmbH
SP502	Sonox [®] P502, Werkstoff für piezokeramische Sensoren der CeramTec GmbH
SP8	Sonox [®] P8, Werkstoff für piezokeramische Leistungswandler der CeramTec GmbH
VDI/VDE-IT	Verein Deutscher Ingenieure und Verband der Elektrotechnik, Elektronik und Informationstechnik Innovation und Technik GmbH

Formelzeichen

A	Querschnitt	[m ²]
a	Beschleunigung	[m/s ²]
α	Polarisierbarkeit	[Asm ² /V]
C	Kapazität	[F]
C_{abs}	absolute Kapazität	[pF]
C_0	Kapazität im unbelasteten Zustand	[pF]
C_{Diff}	Differenz zwischen der Kapazität im belasteten und unbelasteten Zustand	[pF]
ΔC	Kapazitätsänderung	[pF]
d	Abstand	[m]
d	piezoelektrischer Koeffizient	[C/N]
\vec{d}	gerichteter Abstand	[m]
Δd	Dickenänderung	[m]
d_{pp}	Verhältnis obere Schaltschwelle zur Versorgungsspannung (Abschnitt 5.1)	
d_N	Verhältnis untere Schaltschwelle zur Versorgungsspannung (Abschnitt 5.1)	
d_{xy}	Ladungskonstante bei einer mechanischen Spannung in x-Richtung und einer elektrischen Verschiebung in y-Richtung	[C/N]
D	dielektrische Verschiebung	[As/m ²]
D_0	dielektrische Flussdichte im Vakuum	[As/m ²]
D_S	dielektrische Flussdichte in einem Stoff	[As/m ²]
E_0	Flankenanzahl im unbelasteten Zustand (Abschnitt 5.4)	
E_{Diff}	Flankendifferenz zwischen belastetem und unbelastetem Zustand (Abschnitt 5.4)	
E	elektrische Feldstärke	[V/m]

E	Elastizitätsmodul (Abschnitt 2.3.2)	[N/m ²]
E_c	Koerzitivfeldstärke (Abschnitt 2.3.1)	[V]
E_{loc}	Feldstärke am Ort des Atoms	[V/m]
ε	relative Längenänderung (Abschnitt 2.1)	
ε	Permittivität	[As/Vm]
ε_0	elektrische Feldkonstante des Vakuums	[As/Vm]
ε_r	relative Permittivität eines Stoffs	
ε_z	Längenänderung in z-Richtung	
$\varepsilon_{33}^T/\varepsilon_0$	relative Dielektrizitätszahl in Polungsrichtung bei einer konstanten mechanischen Spannung	
$\varepsilon_{33}^S/\varepsilon_0$	relative Dielektrizitätszahl in Polungsrichtung bei konstanter Deformation	
$\varepsilon_{11}^T/\varepsilon_0$	relative Dielektrizitätszahl senkrecht zur Polungsrichtung (1-Richtung) bei einer konstanten mechanischen Spannung	
$\varepsilon_{11}^S/\varepsilon_0$	relative Dielektrizitätszahl senkrecht zur Polungsrichtung (1-Richtung) bei konstanter Deformation	
$i(t)$	Stromstärke zum Zeitpunkt t	[A]
F	Kraft	[N]
g	Erdbeschleunigung	[m/s ²]
G	Gewichtskraft	[N]
k	Proportionalitätsfaktor	
l	Länge	[m]
m	Masse	[kg]
μ	Poissonzahl	
N	Anzahl	
N'	Anzahl der Dipole (Abschnitt 2.3.2)	
\vec{p}	elektrischen Dipolmoment	[Ams]
P	Polarisation	[C/m ²]

P_S	Sättigungspolarisation	[C/m ²]
P_r	remanente Polarisation	[C/m ²]
\vec{P}	Vektor der elektrischen Polarisation	[As/m ²]
\vec{p}	Dipolmoment	[C/m]
Q	Ladung	[C]
R	Widerstand	[Ω]
r	Radius	[m]
ρ	spezifischer Widerstand	[Ωm]
S	Dehnung	[m]
S_r	remanente Dehnung	[m]
T_{HI}	Zeit, in der der Pegel auf HIGH ist (Abschnitt 5.1)	[s]
T_{LO}	Zeit, in der der Pegel auf LOWH ist (Abschnitt 5.1)	[s]
U_0	Versorgungsspannung (Abschnitt 5.1)	[V]
U_{Hi}	obere Ausgangsspannung (Abschnitt 5.1)	[V]
U_{LO}	untere Ausgangsspannung (Abschnitt 5.1)	[V]
U_N	untere Schwellspannung (Abschnitt 5.1)	[V]
U_P	obere Schwellspannung (Abschnitt 5.1)	[V]
σ	Spannung	[N/m ²]
σ_z	Spannung in z-Richtung	[N/m ²]
$u(t)$	Spannung zum Zeitpunkt t	[V]
χ	elektrische Suszeptibilität	
V	Volumen	[m ³]

Konstanten

g	Erdbeschleunigung	9,81 m/s ²
π	Kreiszahl	3,14159....
ε_0	elektrische Feldkonstante des Vakuums	$8,854187... \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm}$

Literaturverzeichnis

- [Ant06] ANTEBOTH, S.: *Simulation des elektromechanischen Verhaltens von PZT mit realer Domänenstruktur*, Universität Kassel, Diss., 2006
- [BBG⁺76] BAUER, A. ; BÜHLING, D. ; GESEMANN, H.-J. ; HELKE, G. ; SCHRECKENBACH, W.: *Technologie und Anwendung von Ferroelektrika*. Leipzig : Akademische Verlagsgesellschaft Geest & Portig K.-G., 1976
- [BGR93] BERGMANN, G. ; GRAICHEN, F. ; ROHLMANN, A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients,. In: *Journal of Biomechanics* (1193), Nr. 26, S. 969–990
- [Bit15] BITKOM E.V. BUNDESVERBAND INFORMATIONSWIRTSCHAFT, TELEKOMMUNIKATION UND NEUE MEDIEN E. V.: *Zukunft der Consumer Electronics – 2015*. Berlin, 2015
- [Bos96] BOSSE, G.: *Grundlagen der Elektrotechnik I*. Düsseldorf : VDI-Verlag GmbH, 1996
- [BS04] BAUSCH, H. ; STEFFEN, H.: *Elektrotechnik: Grundlagen*. Wiesbaden : B.G. Teubner Verlag, 2004
- [CE96] CAO, H. ; EVANS, A.: Nonlinear Deformation of Ferroelectric Ceramics. In: *Journal of the American Ceramic Society* 76 (1996), Nr. 4, S. 890–896
- [Cer] CERAMTEC GMBH (Hrsg.): *Hochleistungskeramik in der Piezotechnik*. Lauf: CeramTec GmbH
- [Cer08] CERAMTEC GMBH (Hrsg.): *Datenblatt: "Werkstoffe für Leistungswandler"*. Lauf: CeramTec GmbH, 2008
- [Dö88] DÖRING, E.: *Werkstoffkunde der Elektrotechnik*. Braunschweig : Vieweg, 1988

- [Dut06] DUTSCHKE, A.: *Charakterisierung von PZT-Dünnschichten auf Metallsubstraten*, Bayrische Julius-Maximilians-Universität Würzburg, Diss., 2006
- [Elb96] ELBEL, T.: *Mikrosensorik*. Braunschweig/Wiesbaden : Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH, 1996
- [Eng16] ENGELSBERGER, S.: Kapazitive Auswertung von Piezokeramiken zur Belastungsauswertung. In: HOCHSCHULE LANDSHUT (Hrsg.): *5. Landshuter Symposium Mikrosystemtechnik*, 2016
- [Fas05] FASCHING, G.: *Werkstoffe für die Elektrotechnik*. Wien : Springer-Verlag KG, 2005
- [FHS07] FISCHER, H. ; HOFMANN, H. ; SPINDLER, J.: *Werkstoffe in der Elektrotechnik*. Bd. 6. München : Carl Hanser Verlag, 2007
- [FKH07] FETT, T. ; KUNGL, H. ; HOFFMANN, M.J.: Permittivity and loss tangent of unpoled LaSr-doped PZT under compressive loading. In: *Journal of Material Science* 42 (2007), October, Nr. 20, S. 8753–8756
- [FSL99] FAN, J. ; STROLL, W. ; LYNCH, C.: Nonlinear constitutive behavior of soft and hard PZT: Experiments and modeling. In: *Acta Mater* 47 (1999), Nr. 17, S. 4415–4425
- [Gal12] GALL, M.: *Experimentelle und numerische Untersuchungen zur Lebensdauer von flächigen piezokeramischen Sensor –/ Aktor – Modulen*, Karlsruher Institut für Technologie, Diss., 2012
- [Gau05] GAUSMANN, R.: *Nichtlineares dynamisches Verhalten von piezoelektrischen Stabaktoren bei schwachem elektrischen Feld*, Universität Karlsruhe, Diss., 2005
- [Gev06] GEVATTER, H. ; GRÜNHaupt, U. (Hrsg.): *Handbuch der Mess- und Automatisierungstechnik in der Produktion*. Heidelberg : Springer Verlag, 2006
- [GHR85] GUILLERY, P. ; HEZEL, R. ; REPPICH, B.: *Werkstoffkunde für Elektrotechnik*. 6. Braunschweig : Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH, 1985

- [GHZ94] GÖPEL, W. ; HESSE, J. ; ZEMEL, J.N.: *Mechanical Sensors*. Weinheim : VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1994
- [HH95] HAMMER, H. ; HAMMER, K.: *Grundkurs der Physik 1: Mechanik - Wärmelehre*. München : R. Oldenbourg Verlag GmbH, 1995. – Google Books
- [Hin00] HINZEN, H.: *Maschinenelemente 1*. München : Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH, 2000
- [hkk13] HKK ERSTE GESUNDHEIT: *hkk Gesundheitsreport: Knie- und Hüft- (Total-) Endoprothesen 2008 bis 2012*. November 2013
- [HKP⁺08] HARTL, H. ; KRASSER, E. ; PRIBYL, W. ; SÖSER, P. ; WINKLER, G.: *Elektronische Schaltungstechnik - Mit Beispielen in PSPICE*. München : Pearson Studium, 2008. – 384+ S.
- [HS04] HESSE, S. ; SCHNELL, G.: *Sensoren für die Prozess- und Fabrikautomation*. Wiesbaden : Vieweg & Sohn Verlag, 2004
- [HS12] HERING, E. ; SCHÖNFELDER, G.: *Sensoren in Wissenschaft und Technik*. Wiesbaden : Vieweg + Teubner, 2012
- [ITM07] IVERS-TIFFÉE, E. ; MÜNCH, W. von: *Werkstoffe der Elektrotechnik*. Wiesbaden : Teubner Verlag, 2007
- [Jü74] JÜTTEMANN, H.: *Grundlagen des elektrischen Messens nichtelektrischer Größen*. Düsseldorf : VDI-Verlag GmbH, 1974
- [Jan13] JANOSCH, H.: *Unkonventionelle Aktoren: Eine Einführung*. München : Oldenbourg Verlag, 2013
- [Job13] JOBSTMANN, S.: *Entwicklung und Erprobung einer piezoresistiven Sensor-Schaltung mit drahtloser Energieversorgung im Projekt MedLast*. Hochschule Landshut, Masterarbeit, 2013
- [JS05] JÖLLENBECK, T. ; SCHÖNLE, C.: Die Teilbelastung nach Knie- oder Hüft-Totalendoprothese: Unmöglichkeit der Einhaltung, ihre Ursachen und Abhilfen. In: *Zeitschrift für Orthopädie* (2005), Nr. 143, S. 124–128

- [JS13] JÖLLENBECK, T. ; SCHÖNLE, C.: Gehhilfen und Rollatoren zur (Teil-) Entlastung der unteren Extremität. In: *Orthopädie-Technik* (2013), Nr. 10, S. 54–59
- [Juc89] JUCKENACK, D.: *Handbuch der Sensortechnik*. Landsberg am Lech : verlag moderne industrie, 1989
- [Kes07] KESSLER, W.: *Multivariate Datenanalyse: für die Pharma-, Bio- und Prozessanalytik*. Weinheim : Wiley-VCH Verlag GmbH & KGaA, 2007
- [LBG14] LAIBLE, M. ; BILL, B. ; GEHRKE, K.: *Mechanische Größen, elektrisch gemessen*. Renningen : expert verlag, 2014
- [LW08] LUBITZ, K. ; WERSING, W. ; HEYWANG, W. (Hrsg.): *Piezoelectricity: Evolution and Future of a Technology*. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2008
- [Mü14] MÜHL, T.: *Einführung in die elektrische Messtechnik*. Wiesbaden : Springer Verlag, 2014
- [Mar11] MARSILIUS, M.: *Schaltverhalten ferroelektrisch-ferroelastischer Materialien*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2011
- [Med11] MEDCENTER BAYREUTH: *Der Fuß: Fehlstellungen der Füße: Ursachen, Folgen und Therapieansätze*. 2011
- [med15] MEDILOGIC GMBH: *Belamed*. 2015. – <http://www.medilogic.com/produkte-mensch/belamed/>
- [Mel02] MELZ, T.: *Entwicklung und Qualifikation modularer Satellitensysteme zur adaptiven Vibrationskompensation an mechanischen Kryokühlern*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2002
- [mot15] MOTICON: *Open Go science*. 2015
- [MZ14] MACHERAUCH, E. ; ZOCH, H.: *Praktikum in Werkstoffkunde*. Wiesbaden : Springer Vieweg, 2014
- [NL11] NIEBUHR, J. ; LINDNER, G.: *Physikalische Messtechnik mit Sensoren*. München : Oldenbourg Industrieverlag, 2011

- [Nol13] NOLTEN, U.: *Entwicklung und Charakterisierung dehnungsbasierter Kraft- und Momentensensoren für medizinische Anwendungen*, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, Diss., 2013
- [NU86] NITZSCHE, K. ; ULLRICH, H.: *Funktionswerkstoffe der Elektrotechnik und Elektronik*. Heidelberg : Dr. Alfred Hüthig Verlag, 1986
- [Phy11] PHYSIK INSTRUMENTE GMBH & Co. KG: *Piezokeramische Materialien und Bauelemente*. Karlsruhe, 2011
- [PP94] PROFOS, P. ; PFEIFER, T.: *Handbuch der industriellen Messtechnik*. München : Oldenbourg Verlag, 1994
- [Rei07] REISCH, M.: *Elektronische Bauelemente - Funktion, Grundsaltungen, Modellierung mit SPICE*. 2. Berlin Heidelberg : Springer Verlag, 2007
- [SANoJ] SANIMED GMBH: *PBS Belastungstrainer*. o.J.. – http://www.sanimed24.eu/epages/61420084.sf/de_DE/?ObjectPath=/Shops/61420084/Products/422815
- [Sat14] SATTLER, K.: *Fundamentals of Picoscience*. Boca Raton : Taylor & Francis Inc, 2014
- [SGM⁺15] *Kapitel 1*. In: STEIN, V. ; GREITEMANN, B. ; MONTANUS, H. ; AUGAT, P. ; JÖLLENBECK, T.: *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Berlin Heidelberg : Springer Verlag, 2015, S. 1–33
- [SLGG08] SEPEUR, S. ; LARYEA, N. ; GOEDICKE, S. ; GROSS, F.: *Nanotechnologie: Grundlagen und Anwendungen*. Hannover : Vincentz Network GmbH & Co. KG, 2008
- [Sta15] STATISTISCHES BUNDESAMT WIESBADEN (Hrsg.): *Gesundheit: Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik)*. 2015 (12)
- [Sut05] SUTTER, U. J.: *Domäneneffekte in ferroelektrischen PZT-Keramiken*, Universität Karlsruhe, Diss., 2005
- [Tö10] TÖPFER, J.: *Computergestützte Multiskalenmodellierung zur Virtuellen Entwicklung Polykristalliner Ferroelektrischer Materialien (COM-FEM)*; / Fachhochschule Jena. 2010 (2009/2010). – Forschungsbericht

- [TEKP10] TICHÝ, J. ; ERHART, J. ; KITTINGER, E. ; PŘÍVRATSKÁ, J.: *Fundamentals of Piezoelectric Sensorics*. Berlin Heidelberg : Springer Verlag, 2010
- [Tex13] TEXAS INSTRUMENTS (Hrsg.): *CC430 Family User's Guide*". Dallas: Texas Instruments, 2013
- [Tex16] TEXAS INSTRUMENTS (Hrsg.): *MSP430FR59xx Mixed-Signal Microcontrollers Revision E*". Dallas: Texas Instruments, 2016
- [TG80] TICHÝ, J. ; GAUTSCHI, G.: *Piezoelektrische Messstechnik*. Berlin Heidelberg New York : Springer Verlag, 1980
- [Uch97] UCHINO, K.: *Piezoelectric Actuators and Ultrasonic Motors*. Boston : Kluwer Acad. Publ., 1997
- [VeroJ] VERBAND DER KERAMISCHEN INDUSTRIE E.V.:
Werkstoffe der technischen Keramik. o.J. –
http://www.keramverband.de/brevier_dt/3/4/2/3_4_2_8.htm
- [Vog14] VOGEL, M.: Nichtflüchtig gespeichert. In: *Physik Journal* 13 (2014), Nr. 6, S. 48–49

Abbildungsverzeichnis

2.1. Schematische Darstellung einer Fersen-Klicksohle, die bei Überschreitung einer definierten Belastung auslöst und ein akustisches Signal erzeugt [SANOJ].	9
2.2. Links die Sensorsohle „OpenGo“ von moticon. Rechts aus der Produktbroschüre die Gegenüberstellung von tatsächlicher Belastung zu der von der Einlegesohle „OpenGo“ erfassten Belastung [mot15].	10
2.3. Links die Sensorsohle „Belamed“ von MediLogic, rechts die Applikation, an der am PC der Arzt die Sohle konfiguriert [med15].	10
2.4. Longitudinaler Piezoeffekt am vereinfachten Kristallaufbau; links: unbelasteter Zustand, rechts: belastet mit einer Kraft parallel zur Dipolachse .	16
2.5. Transversaler Piezoeffekt am vereinfachten Kristallaufbau; links: unbelasteter Zustand, rechts: belastet mit einer Kraft senkrecht zur Dipolachse .	16
2.6. Änderung der Kapazität durch: links: Änderung des Abstands d ; Mitte links: Änderung der wirksamen Plattenfläche A ; Mitte rechts: Änderung der Dielektrizitätskonstanten durch Verschieben des Dielektrikums; rechts: Änderung der Dielektrizitätskonstanten	17
2.7. Auswertung der erzeugten Spannung, wenn ein Piezosensor während eines Schrittes unter dem Fuß getragen wird	19
2.8. Prototyp des piezoresistiven Sensors, hergestellt an der Hochschule Landshut.	21
2.9. Widerstand des piezoresistiven Sensors in Abhängigkeit der aufgetragenen Belastung.	21
2.10. Strukturmodell von Blei-Zirkonat-Titanat. Links: kubisch raumzentriert angeordnet, wenn die Temperatur sich oberhalb der Curietemperatur befindet. Rechts: Tetragonal verzerrt, Temperatur unterhalb der Curietemperatur.	23

2.11. Ferroelektrische Hysteresekurve der Polarisierung P in Abhängigkeit von der elektrischen Feldstärke E [Rei07].	24
2.12. Schmetterlingskurve (Hysteresekurve) der Dehnung S in Abhängigkeit des angelegten Feldes E [Gau05].	25
2.13. Orientierung der Domänen im PZT nach einer Druckbelastung F oberhalb der Koerzitivspannung ($\sigma > \sigma_C$).	26
2.14. Ferroelastische Depolarisations- und Dehnungshysterese einer PZT-Keramik. Abgetragen ist jeweils die mechanische Spannung über der Polarisierung bzw. der Dehnung [Mar11].	26
2.15. Geometrie des verwendeten Sensors mit Druckbelastung F_z	28
2.16. Kapazitätsänderung eines polarisierten Sensors bei zehnmaliger Belastung mit 1 000 N.	30
2.17. Änderung der Dielektrizitätskonstanten in Abhängigkeit der aufgetragenen Belastung	31
2.18. Domänenstruktur im PZT. Links: vor der Polarisierung; Mitte: während der Polarisierung; rechts: nach der Polarisierung. ΔS ist hierbei die Längenänderung während der Polarisierung, ΔS_r die remanente Längenänderung [Vero]]	35
2.19. Links: Tetragonales Gitter mit den drei möglichen Dipolrichtungen; rechts: rhomboedrisches Gitter mit den vier Dipolrichtungen	36
2.20. Vergleich des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Belastung bei polarisierten und unpolarisierten Sensoren bei unterschiedlichen Geometrien. In der Legende sind jeweils Durchmesser und Höhe der untersuchten Sensoren in Millimeter angegeben.	36
2.21. Veränderung der relativen Dielektrizitätszahl bei unpolarisierten und polarisierten Sensoren bei Belastung.	38
3.1. Pneumatische Anlage, konzipiert und realisiert an der Hochschule Landshut. Diese wurde verwendet, um definierte Belastungen auf den Sensor aufzubringen	40
3.2. Messstation der Firma CeramTec, die über einen Schraubstock eine definierte Kraft auf den Sensor aufbringt.	41
3.3. Untersuchungen mittels eines 3D-Profilometers an einer ungeschliffenen Elektrode, deren Erhöhung in der Mitte zum Bruch der Sensoren bei Belastung geführt hat.	42

4.1. Änderung der Dielektrizitätskonstanten der PZT-Keramik in Abhängigkeit des Zirkonanteils [BBG ⁺ 76].	44
4.2. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP4. Es wurden zehn Durchläufe mit drei Sensoren mit Belastungen mit 1 000 N durchgeführt.	49
4.3. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP502. Es wurden zehn Durchläufe mit drei Sensoren mit Belastungen mit 1 000 N durchgeführt.	50
4.4. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP8. Es wurden zehn Durchläufe mit drei Sensoren mit Belastungen mit 1 000 N durchgeführt.	50
4.5. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP4. Es wurden zehn Durchläufe mit Belastungen von 0 N bis 2 000 N in Schritten von 200 N durchgeführt.	52
4.6. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP502. Es wurden zehn Durchläufe mit Belastungen von 0 N bis 2 000 N in Schritten von 200 N durchgeführt.	53
4.7. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung des Werkstoffs SP8. Es wurden zehn Durchläufe mit Belastungen von 0 N bis 2 000 N in Schritten von 200 N durchgeführt.	54
4.8. Aufnahmen der Untersuchungen am Rasterelektronenmikroskop. Oben: Aufnahmen der PZT-Keramik, unten: Aufnahmen des Übergangs zwischen PZT-Keramik und Silberelektrode.	56
4.9. Phasendiagramm von PZT in Abhängigkeit des molaren Zr/Ti-Verhältnisses mit Richtung der spontanen Polarisierung [ITM07].	57
4.10. EDX-Analyse des Materials SP8.	58
4.11. Vergleich von polarisierten und unpolarisierten Sensoren unter Belastung.	59
4.12. Vergleich der Standardabweichung der Kapazität bei Belastung bei polarisierten und unpolarisierten Sensoren.	60
4.13. Durch Pressen mit Fase und anschließendem Scheuern konnten Ausbrüche bei Belastung an den Kanten der Sensorelemente vermieden werden.	62
4.14. Belastungsverlauf der Tests zur Bestimmung der idealen Parameter der Geometrie. Der Belastungszyklus 1 erfolgte mit Entlasten zwischen den einzelnen Belastungsschritten, Belastungszyklus 2 ohne Entlasten.	63

4.15. Messung des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurden die Mittelwerte aus zehn Belastungsdurchläufen von 0 N bis 2000 N mit Entlasten zwischen den Belastungen aufgetragen.	64
4.16. Messung der Standardabweichung bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurde zehnmal Belastungen von 0 N bis 2000 N mit Entlasten zwischen den Belastungen durchgeführt.	65
4.17. Messung des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurden die Mittelwerte aus zehn Belastungsdurchläufen von 0 N bis 2000 N ohne Entlasten zwischen den Belastungen aufgetragen.	66
4.18. Messung der Standardabweichung bei Variation des Durchmessers des Sensors. Es wurde zehnmal Belastungen von 0 N bis 2000 N ohne Entlasten zwischen den Belastungen durchgeführt.	67
4.19. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung bei Variation der Höhe des Sensors. Es wurden je Höhe zehn Durchläufe von 0 N bis 2000 N in 200 n Schritten durchgeführt.	69
4.20. Messung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung bei Variation der Höhe.	71
4.21. Messung der Standardabweichung der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung bei Variation der Höhe.	72
5.1. Schema eines einfachen Relaxationsoszillators.	74
5.2. Lade- und Entladevorgänge eines Relaxationsoszillators mit einer Abtastfrequenz $d=1/2$. Die rote Linie stellt den Verlauf des Ausgangs des Schmitttriggers dar, die blaue Linie die Spannung des Kondensators. . .	75
5.3. Vereinfachte Darstellung der verwendeten Messschaltung.	77
5.4. Schaltungsprototyp 1: Die einzelnen Komponenten wurden modular aufgebaut.	79
5.5. Schaltungsprototyp 2: Die wichtigsten Komponenten wurden auf eine Platine zusammengefügt.	80
5.6. Schaltungsprototyp 3: Fertigung im Hybridlabor, um die Funktionsfähigkeit der Auswertemethode zu testen.	81
5.7. Schaltungsprototyp 4: Die Auswerteschaltung wurde mit den anderen Komponenten auf eine Platine zusammengefügt.	82

5.8.	<i>Schaltungsprototyp 5: Endgültige Schaltung, die auch im Prototyp des Sensorsystems zur klinischen Erprobung verwendet wird.</i>	82
5.9.	<i>Schaltungsprototyp 6: Schaltungsentwurf, mit dem auch die Auswertung von polarisierten Sensoren möglich ist.</i>	83
5.10.	<i>Gehäusung zur Auswertung der Flankendifferenz zwischen unbelastetem und belastetem Zustand. Der Kontakt zwischen dem Dorn oben und der Vorspanneinrichtung definiert den geschlossenen Zustand.</i>	86
5.11.	<i>Berechnung der Festigkeit der Wellenstruktur. Es wurde die nötige Kraft berechnet, um einen Spalt von 0,35 mm zwischen dem Dorn und der Vorspanneinrichtung zu schließen.</i>	87
5.12.	<i>Flankenanzahl E_{abs} (links) und Flankendifferenz E_{Diff} (rechts) bei Langzeitbelastung.</i>	87
6.1.	<i>Gemessene Flankenanzahl pro 20/ms bei gleichbleibender Temperatur und gleichbleibender Belastung über zehn Tage.</i>	90
6.2.	<i>Gehäuse-Prototyp zur Messung des Sensors in der pneumatischen Anlage, analog zum Gehäuse des fertigen Prototyps.</i>	90
6.3.	<i>Gemessene Flankenanzahl während eines fortlaufenden Belastungszyklus bei gleichbleibender Temperatur. Je heller die Punkte sind, desto länger hat die Belastung bereits angedauert.</i>	91
6.4.	<i>Gemessene Flankendifferenz bei gleichbleibender Temperatur und durchlaufendem Belastungszyklus. Je heller die Punkte, umso länger hat die Belastung bereits angedauert.</i>	92
6.5.	<i>Abhängigkeit der Permittivitätszahl von der Temperatur. 1 = Dielektrikum mit Elektronenpolarisation; 2 = Dielektrikum mit Ionenpolarisation; 3 = Dielektrikum mit Orientierungspolarisation; 4 = Dielektrikum mit spontaner Polarisation (wie die verwendete PTZ-Keramik) [FHS07].</i>	93
6.6.	<i>Gemessene Flankenanzahl bei wechselnder Temperatur und gleichbleibender Belastung.</i>	94
6.7.	<i>Aus Abbildung 6.6 entnommene Werte, die den Verlauf der Flankenanzahl bei Temperaturänderung zeigen, wenn die Belastung konstant bleibt. . .</i>	94
6.8.	<i>Gemessene Flankendifferenz bei wechselnder Temperatur und durchlaufendem Belastungszyklus. Rechts im Bild eine vergrößerte Darstellung der Mittelwerte bei einer Belastung von 420 N</i>	95

7.1. Sinnbildliche Darstellung des Sensorsystems: Die Sensoreinheit unter dem Fuß wertet die Daten aus, speichert diese und überträgt sie an die Anzeigeeinheit am Handgelenk des Patienten in Form einer Armbanduhr. Zusätzlich werden beim Arztbesuch die Daten des Datenloggers per Funk auf den PC des Arztes übertragen, auf dem die dazugehörige Applikation installiert ist.	98
7.2. Screenshot der Applikation für den Arzt zum Einstellen der Grenzwerte und Toleranzen.	101
7.3. Screenshot der Applikation für den Arzt mit einer graphischen Darstellung der Überlastwerte.	102
7.4. Entwicklungsschritte des oberen Teils des Gehäuses des Sensorsystems. Bei dem ersten Prototypen (oben) wurde ein zu großer Anteil der Belastung über den Rand des Gehäuses abgeleitet; bei dem zweiten (Mitte) war das Gehäuse nicht stabil genug; beim dritten Prototyp (unten) war die Vorspannung ungenügend.	104
7.5. Schnittbild des Gehäuses mit Wellenstruktur für den Sensor (grün) mit den Messingelektroden (gelb)	105
7.6. Vorrichtung zum Aufbringen einer Vorspannung auf den Sensor, um das nichtlineare Verhalten bei geringen Belastungen zu kompensieren.	105
7.7. Verlauf der Vergleichsspannung in der Wellenstruktur, wenn die Kraft mittig und senkrecht auftrifft. Der Fersenteil wurde bei der Darstellung ausgeblendet	106
7.8. Zugversuche an der im Bild unten dargestellten gedruckten Geometrie. Die im Diagramm dargestellten Linien gehören zu verschiedenen Druckrichtungen im 3D-Drucker: Grün: vertikaler Druck; Dunkelblau: horizontaler Druck in x-Richtung; Lila: horizontaler Druck im 45° Winkel zu Grundplatte.	107
7.9. Druckversuche an der im Bild unten dargestellten gedruckten Geometrie. Die grüne Linie stellt den Stauchungs-/Kraftverlauf dar, wenn der gedruckte Block in x-Richtung belastet wird. Die blaue Linie erfolgte die Belastung entlang der z-Achse.	108
7.10. Druckversuche an der Gehäuse-Geometrie. Die blaue Linie repräsentiert die Kennlinie für ein vertikal gedrucktes Gehäuse, die rote Linie für ein horizontal gedrucktes. Bei der grünen Linie wurde das Gehäuse im 45°-Winkel zur Basisplatte gedruckt.	109

7.11. Halber Querschnitt durch die zu druckende Form. Die rote Struktur soll gedruckt werden, die schwarzen Linien stellen den schichtweisen Aufbau durch den 3D-Drucker dar.	110
7.12. Gehäuseprototyp 1	110
7.13. Gehäuseprototyp 2	111
7.14. Gehäuseprototyp 3	111
7.15. Gehäuseprototyp 4	112
7.16. Gehäuseprototyp 5	112
7.17. Gehäuseprototyp 6	113
7.18. Gehäuseprototyp 7	113
7.19. Das Gehäuse wurde an die Anatomie des Fußes (Modell einer Fußsohle) angepasst, um den Tragekomfort zu erhöhen.	114
7.20. Bestimmung des Nullwerts C_0 zur Erstellung einer Kalibrierkurve. Links: C_0 wird nur zu Beginn gemessen; rechts: C_0 wird bei jedem Entlastungsvorgang bestimmt.	115
7.21. Belastungszyklen 1, 2 und 3, anhand derer die Zuverlässigkeit der Kalibrierkurve überprüft wurde.	116
7.22. Abweichung zwischen errechnetem und tatsächlichem Belastungswert bei Messungen am Sensorsystem bei Auswertung über die Flankendifferenz.	121
7.23. Kompletter Prototyp. Es finden der Sensor, die Auswerteschaltung und sonstige Peripherie im Gehäuse Platz.	121
7.24. Überprüfung des fertigen Prototyps ohne oberen Gehäuseteil in der pneumatischen Anlage.	122
7.25. Überprüfung des fertigen Prototyps in der pneumatischen Anlage.	123
7.26. Flankendifferenz, wenn die Belastung durch die pneumatische Anlage auf den Prototypen außermittig auf den Fersenteil aufgebracht wird.	124
7.27. Spannungszustände in der Oberschale (ohne Fersenteil) bei Belastung. Links: Belastung tritt mittig und senkrecht auf; rechts: Belastung trifft schräg auf [Hin00]	125
7.28. Eingeplanter Spalt zwischen Fersenteil und unterem Gehäuseteil, um einen Bruch der Wellenstruktur auf Grund von Materialermüdung zu verhindern.	125
7.29. Die Kraft F wirkt nicht mittig auf den Fersenteil. Die Vergleichsspannung, die im Punkt X wirkt, wenn die Kraft F gleichmäßig erhöht wird, ist in Abbildung 7.30 zu sehen.	126

Abbildungsverzeichnis

7.30. Vergleichsspannung im Punkt X aus Abbildung 7.29, wenn die Kraft F gleichmäßig erhöht wird.	126
7.31. Reale Belastung des Prototypen unter dem Fuß.	127
7.32. Reale Belastung des Prototypen unter dem Fuß. Die Belastung wurde über E_{Diff} über die Kalibrierkurve aus Tabelle 7.6 berechnet. Die beiden Linien kennzeichnen das 25%-Intervall.	128
C.1. Schaltplan des Prototypen 5, Seite 1	157
C.2. Schaltplan des Prototypen 5, Seite 2	158
C.3. Schaltplan des Prototypen 5, Seite 3	159

A. Datenblätter der verwendeten Sensormaterialien

Tabelle A.1.: Datenblätter der zur Wahl stehenden Materialien [Cer08]

Material		SP4	SP502	SP8
Dielektrische Eigenschaften				
Relative Dielektrizitätszahl ϵ_r				
$\epsilon_{33}^T/\epsilon_0$		1300	1850	1000
$\epsilon_{33}^S/\epsilon_0$		660	875	540
$\epsilon_{11}^T/\epsilon_0$		1535	1950	1250
$\epsilon_{11}^S/\epsilon_0$		885	1260	800
Verlustfaktor $\tan \delta$	10^{-3}	3	12,5	2
Curietemperatur T_C	°C	325	335	305
Dielektrische Eigenschaften				
Frequenzkonstante	KHz x mm			
N_p		2210	2020	2280
N_t		2000	2030	2020
N_1		1480	1325	1600
N_3		1340	1260	1490
Kopplungsfaktor				
k_p		0,57	0,62	0,55
k_{31}		0,31	0,33	0,30
k_{33}		0,68	0,72	0,68
k_t	0,50		0,48	0,48
k_{15}		0,65	0,74	0,60
Ladungskonstante	10^{-12} C/N			
d_{33}		310	440	240
d_{31}		-130	-185	-95
d_{15}		455	560	380
Spannungskonstante g_{33}	10^{-3} Vm/N ³	26,9	26,9	27,1

A. Datenblätter der verwendeten Sensormaterialien

Mechanische Eigenschaften				
Elastische Nachgiebigkeit		$10^{-12} \text{ m}^2/\text{N}$		
	S_{11}^E		14,9	18,5
	S_{33}^E		18,1	20,7
Elastische Steifigkeit		10^{12} N/m^2		
	C_{33}^D		15,9	15,7
	C_{55}^D		4,8	6,5
Dichte ρ		10^3 kg/m^3	7,65	7,74
Gütefaktor Q_m			500	80
Stabilität				
Alterungsrate		$\%/ \text{Dekade}$		
	C_ε		-4,5	-0,3
	C_f		1,0	0,15
	C_k		-1,6	0,2

B. Messergebnisse

Tabelle B.1.: Messungen zur Festlegung der Geometrie des Sensors, Kapitel 4.3.
Jeder Sensor durchlief den Belastungszyklus zehnmal.

Durchmesser x Höhe [mm x mm]	Belastung [N]	Mittelwert der Kapazität aus zehn Messungen [pF]	prozentuale Steigerung [%]	Standard- abweichung [pF]
6 x 1,5	0	147,1	0,0	0,67
	200	149,3	1,5	1,01
	400	151,5	3,0	1,36
	600	154,3	4,9	1,14
	800	157,7	7,3	1,26
	1 000	159,8	8,7	0,63
	1 200	161,4	9,7	0,84
	1 400	163,7	11,3	1,13
	1 600	164,8	12,1	0,75
	1 800	167,3	13,8	0,46
	2 000	169,0	14,9	0,55
7,8 x 1,5	0	246,4	0,0	1,00
	200	248,8	1,0	0,96
	400	251,0	1,9	0,76
	600	253,2	2,8	0,73
	792	255,3	3,6	0,61
	1000	257,3	4,4	0,52
	1200	259,1	5,2	0,52
	1400	260,8	5,8	0,44
	1600	262,1	6,4	0,26
	1800	263,6	7,0	0,40
	2000	264,7	7,4	0,29
7,8 x 2	0	190,0	0,0	1,23
	200	191,6	0,8	1,21
	400	193,3	1,7	1,01
	600	194,9	2,6	0,90
	800	196,4	3,4	0,64
	1000	197,9	4,1	0,42
	1200	199,2	4,9	0,28
	1400	200,4	5,5	0,19
	1600	201,4	6,0	0,27
	1800	202,4	6,5	0,39
	2000	203,3	7,0	0,47

B. Messergebnisse

Durchmesser x Höhe [mm x mm]	Belastung [N]	Mittelwert der Kapazität aus zehn Messungen [pF]	prozentuale Steigerung [%]	Standard- abweichung [pF]
8 x 1	0	351,2	0,0	2,82
	200	355,3	1,2	2,68
	400	358,7	2,1	2,60
	600	361,4	2,9	2,58
	800	364,0	3,7	2,69
	1000	366,7	4,4	2,56
	1200	368,9	5,1	3,08
	1400	371,5	5,8	3,23
	1600	373,4	6,3	3,42
	1800	375,4	6,9	3,74
	2000	377,3	7,4	3,94
9,8 x 1,5	0	441,1	0,0	1,04
	200	443,6	0,6	1,15
	400	446,3	1,2	1,03
	600	448,6	1,7	0,89
	800	451,0	2,2	0,81
	1000	453,0	2,7	0,72
	1200	455,1	3,2	0,71
	1400	457,2	3,6	0,73
	1600	458,9	4,0	0,85
	1800	460,4	4,4	1,07
	2000	462,1	4,8	1,46
10 x 1	0	570,4	0,0	2,50
	200	574,6	0,7	3,13
	400	578,4	1,4	3,00
	600	582,3	2,1	2,75
	800	586,2	2,8	2,36
	1000	589,2	3,3	1,84
	1200	592,6	3,9	1,55
	1400	595,3	4,4	1,30
	1600	598,0	4,8	1,46
	1800	600,1	5,2	1,37
	2000	602,3	5,6	1,60

B. Messergebnisse

Durchmesser x Höhe [mm x mm]	Belastung [N]	Mittelwert der Kapazität aus zehn Messungen [pF]	prozentuale Steigerung [%]	Standard- abweichung [pF]
12 x 0,95	0	917,5	0,0	2,28
	200	922,8	0,6	2,75
	400	927,4	1,1	2,98
	600	931,6	1,5	2,90
	800	935,6	2,0	2,88
	1000	939,5	2,4	2,96
	1200	943,0	2,8	3,13
	1400	946,5	3,2	3,40
	1600	949,8	3,5	3,66
	1800	953,0	3,9	3,70
	2000	956,1	4,2	3,97

C. Schaltplan

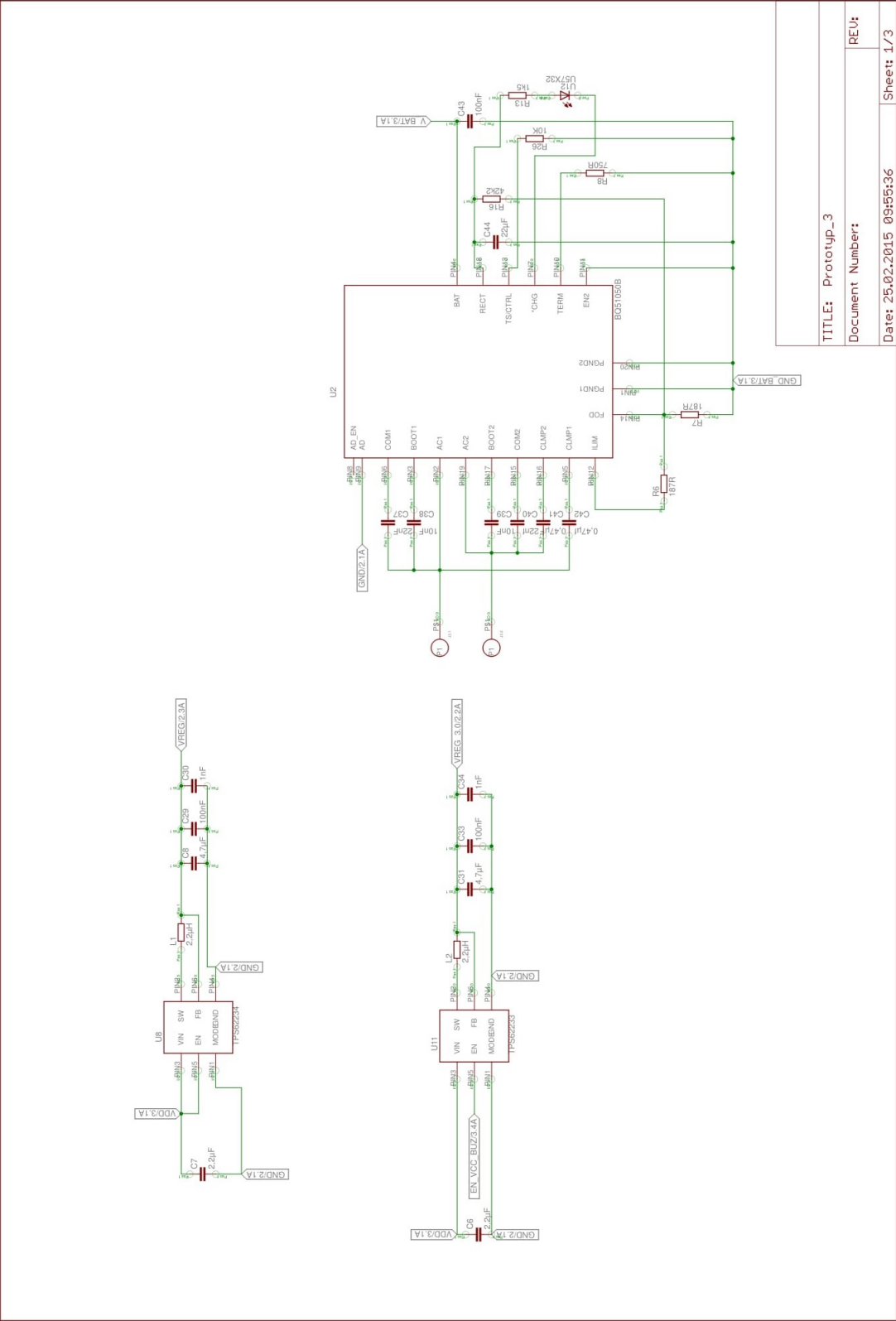


Abb. C.1.: Schaltplan des Prototypen 5, Seite 1

C. Schaltplan

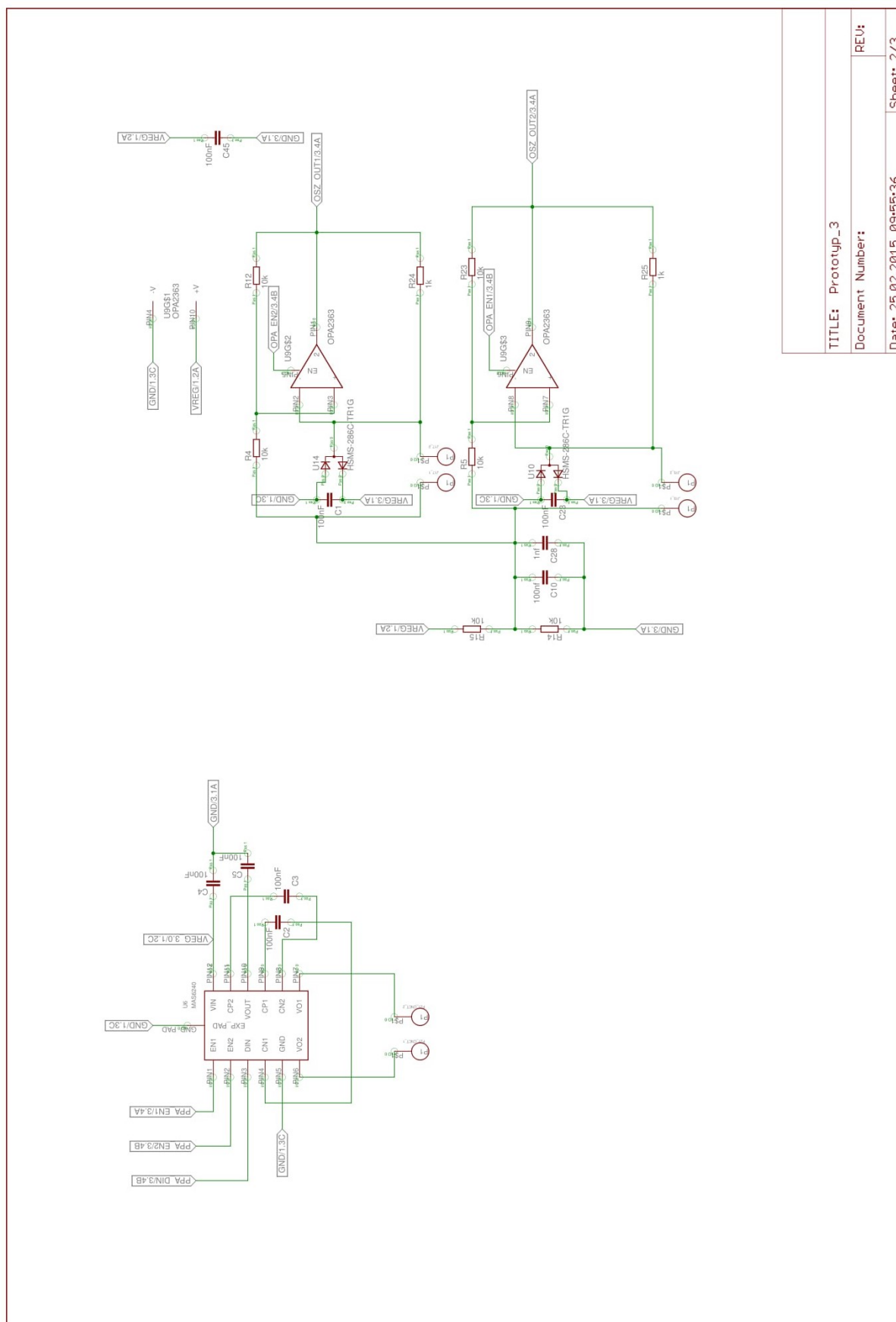


Abb. C.2.: Schaltplan des Prototypen 5, Seite 2

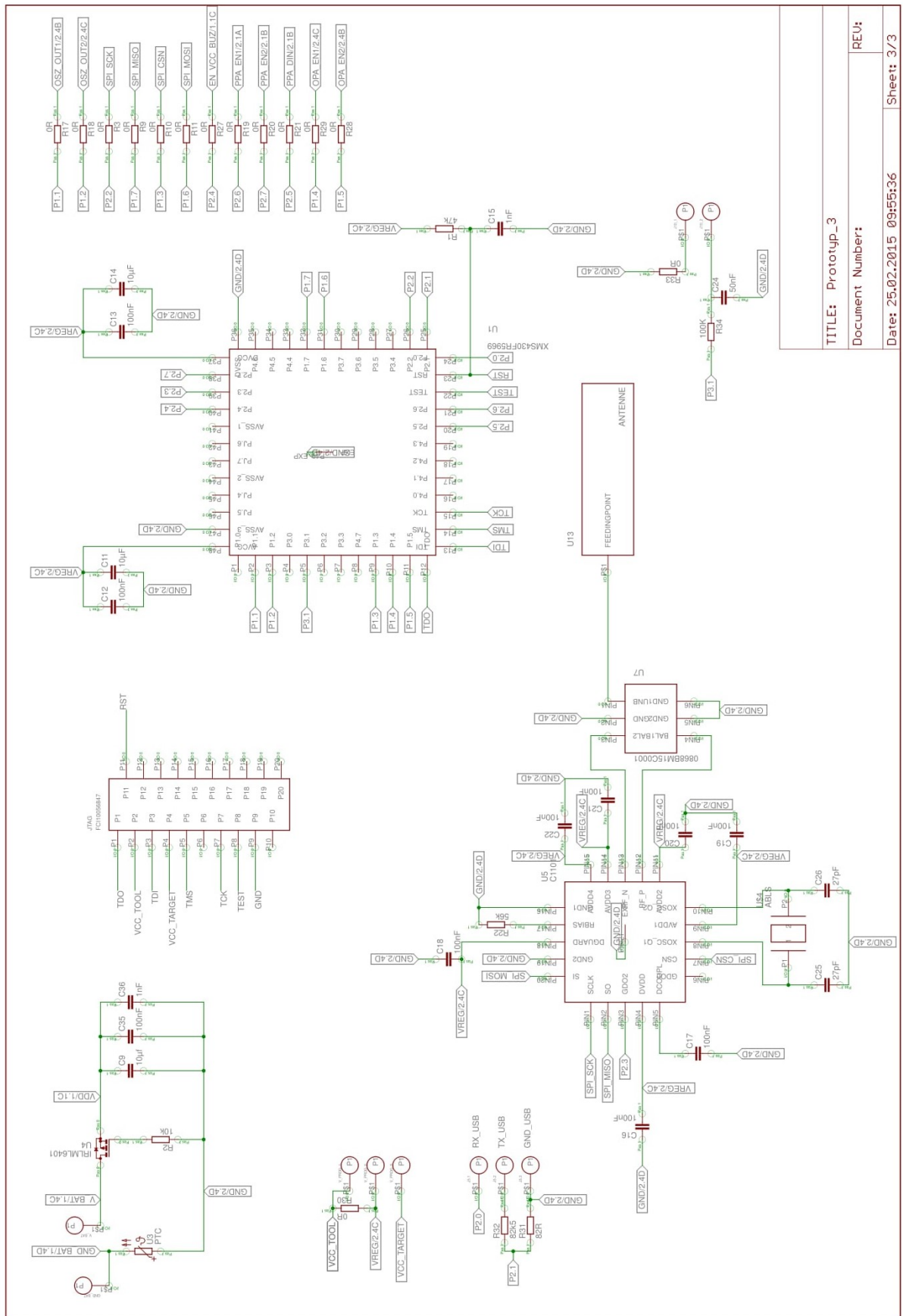


Abb. C.3.: Schaltplan des Prototypen 5, Seite 3

Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Weitere Personen waren an der inhaltlich-materiellen Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich hierfür nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder anderer Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ich bin darauf hingewiesen worden, dass die Unrichtigkeit der vorstehenden Erklärung als Täuschungsversuch bewertet wird und gemäß § 7 Abs. 10 der Promotionsordnung den Abbruch des Promotionsverfahrens zur Folge hat.

(Ort, Datum)

(Unterschrift)